

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SÃO PAULO – IFSP

GILBERTO CUARELLI

ESTIMAÇÃO DE PARÂMETROS DA MARCHA HUMANA A PARTIR DE
MEDIÇÕES FEITAS POR ACELERÔMETROS E GIROSCÓPIOS E
USO DE MECANISMO DE REFERÊNCIA

São Paulo

2013

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SÃO PAULO – IFSP

ESTIMAÇÃO DE PARÂMETROS DA MARCHA HUMANA A PARTIR DE
MEDIÇÕES FEITAS POR ACELERÔMETROS E GIROSCÓPIOS E
USO DE MECANISMO DE REFERÊNCIA

Dissertação apresentada ao Instituto Federal de
Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo – IFSP
como parte dos requisitos para conclusão do curso de
Mestrado Profissional em Automação e Controle de
Processos.

Prof. Orientador: Dr. Ricardo Pires

São Paulo

2013

C97e Cuarelli, Gilberto.

Estimação de parâmetros da marcha humana a partir de medições feitas por acelerômetros e giroscópios e uso de mecanismo de referência / Gilberto Cuarelli. – 2013.
119 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Pires

Dissertação (Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, IFSP, 2013.

1. Marcha humana 2. Acelerômetros 3. Giroscópios 4. Pêndulos
5. Estimação de parâmetros I. Cuarelli, Gilberto II. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo III Título

CDU 681.0



ATA DE EXAME DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO

Nome do Programa: **Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos**

Nome do(a) Aluno(a) : Gilberto Cuarelli

Nome do Orientador: Prof. Dr. Ricardo Pires

Nome do Co-orientador:

Título do Trabalho: "Estimação de Parâmetros da Marcha Humana a Partir de Medições Feitas por Acelerômetros e Giroscópios e uso de Mecanismo de Referência"

Abaixo o resultado de cada participante da Banca Examinadora

Nome completo dos Participantes Titulares da Banca	Sigla da Instituição	Aprovado / Não Aprovado
Prof. Dr. Ricardo Pires – Orientador	IFSP – SPO	<i>Aprovado</i>
Prof. Dr. Alexandre Brincalepe Campo	IFSP – SPO	<i>Aprovado</i>
Prof. Dr. João Francisco Justo Filho	Poli/USP	<i>Aprovado</i>
Nome completo dos Participantes Suplentes da Banca	Sigla da Instituição	Aprovado / Não Aprovado
Prof. Dr. Alexandre Simião Caporali	IFSP - SPO	
Prof. Dr. Roberto Koji Onmori	Poli/USP	

Considerando-o: APROVADO
 NÃO APROVADO

Assinaturas

São Paulo, 25 de novembro de 2013

Ricardo Pires
Presidente da Banca

Almeida
Membro Interno

João Francisco Justo Filho
Membro Externo

Observações:

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos professores: Alexandre Brincalpe Campo e Paulo Marcos de Aguiar, do campus São Paulo do IFSP, por terem colaborado para a introdução deste tema de pesquisa em nosso campus.

Agradeço à professora Liu Chiao Yi e aos pós-graduandos Murilo Curtolo e Tayla Perosso de Souza, da UNIFESP, campus de Santos, área de Biomecânica, pela grande colaboração na identificação do problema aqui tratado e na apresentação de seus fundamentos aos pesquisadores do IFSP, e ao professor Felipe Mancini, do campus Guarulhos do IFSP, pela sua atuação na intermediação entre os grupos de pesquisa envolvidos.

Agradeço ao mestrando do IFSP Anderson Alves de Oliveira e aos estudantes que aqui atuaram e atuam em nível de iniciação científica, Brayan Crispiano Ksenhuck, Felipe Gomes Flores, William Antunes da Maia e Tiago Suenaga Imamura, por terem trabalhado na criação das bases deste trabalho e pela sua colaboração.

Ao orientador, colega e amigo professor Ricardo Pires. Sua dedicação, esforço, iniciativa, motivação foram fundamentais para a realização deste trabalho.

RESUMO

A estimação de parâmetros de um sistema é um processo pelo qual valores de certos parâmetros de interesse e que não são diretamente mensuráveis são deduzidos indiretamente, por meio de cálculos e com certa margem de erro, a partir de medições de parâmetros diretamente mensuráveis. O trabalho aqui apresentado consiste na modelagem e na construção de um sistema de referência que possibilita o estabelecimento de um método de estimação de parâmetros da marcha humana, de interesse em fisioterapia, a partir de medições realizadas por sensores inerciais pequenos e leves, de forma a poderem ser presos às pernas dos pacientes sem interferir em seus movimentos. Neste contexto, dentre os parâmetros de interesse, está o ângulo de cada parte de cada perna em relação à vertical em função do tempo. Porém, valores deste parâmetro não são fornecidos diretamente por aqueles sensores inerciais. O sistema de referência consiste num pêndulo, o qual simula parte de uma perna humana em movimento, ao qual são acoplados aqueles sensores inerciais, os quais consistem em acelerômetros e giroscópios. Ao eixo de rotação do pêndulo, é acoplado um potenciômetro, cuja função é medir diretamente o ângulo do pêndulo em função do tempo, para uso deste resultado como referência no estabelecimento do método de estimação. (O potenciômetro pode ser usado no sistema de referência, mas não poderia ser acoplado às pernas dos pacientes sem interferir em seus movimentos.) Seguindo-se à modelagem, propõe-se um método de estimação do valor do ângulo do pêndulo em função do tempo a partir de medições de acelerações e de velocidades angulares obtidas diretamente pelos sensores. Como resultado, o método proposto forneceu valores de ângulos em função do tempo próximos aos valores de referência.

Palavras-chave: Marcha Humana; acelerômetros; giroscópios, pêndulos, estimação de parâmetros.

ABSTRACT

The estimation of parameters of a system is a process whereby values of certain parameters of interest that are not directly measurable are deduced indirectly by calculations and with a certain margin of error, from measurements of parameters directly measured. The work presented here consists in modeling and building a reference system that allows the establishment of a method of estimating human gait parameters of interest in physiotherapy, from measurements made by the inertial sensors small and light, so can be attached to the patient's legs without interfering in their movements. In this context, among the parameters of interest is the angle of each part of each leg in relation to the vertical as a function of time. However, values of this parameter are not provided directly by those inertial sensors. The reference system consists of a pendulum, which simulates a part of a human leg motion, to which are coupled these inertial sensors, which consist of accelerometers and gyroscopes. The axis of rotation of the pendulum is attached a potentiometer, whose function is to directly measure the angle of the pendulum in relation to time, to use this result as the reference in setting the estimation method. (The potentiometer can be used in the reference system, but could not be coupled to the patient's legs without interfering with his movements.) Following the model proposed a method for estimating the value of the pendulum angle versus time from measurements of accelerations and angular velocities obtained directly by the sensors. As a result, the proposed method specified angle values as a function of time near the reference values.

Keywords: Human Gait, accelerometers, gyroscopes, pendulums, parameter estimation.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	15
1.1	OBJETIVOS.....	15
1.2	JUSTIFICATIVA.....	16
1.3	METODOLOGIA UTILIZADA.....	17
1.4	ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	19
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
3	MEDIÇÃO DE PARÂMETROS DA MARCHA HUMANA.....	26
3.1	ESTUDO DA MARCHA HUMANA – SITUAÇÃO ATUAL	27
3.2	MEDIÇÕES TEMPORAIS.....	27
3.2.1	Método de filmagem em sala especial.....	29
3.2.2	Método de palmilhas.....	32
3.2.3	Método de plataformas de força	33
3.2.4	Método de acelerometria	34
3.3	OS TRÊS PLANOS DO ESPAÇO	35
3.4	CINEMÁTICA ANGULAR.....	36
3.5	SISTEMAS DE COORDENADAS.....	37
3.5.1	Sistema de eixos.....	38
3.5.2	Vetores e matrizes	38
3.5.3	Transformações geométricas.....	39

3.5.3.1	Translação	39
3.5.3.2	Rotação	42
3.5.3.3	Ângulos de Euler.....	43
3.5.3.4	Quatérnions	46
4	ACELERÔMETROS, GIROSCÓPIOS E PÊNDULOS	47
4.1	ACELEROMETRIA	47
4.1.1	Acelerômetros.....	47
4.1.1.1	Especificação de acelerômetros <i>MEMS</i> analógicos e digitais	52
4.1.2	Giroscópios	55
4.1.2.1	Especificação de giroscópios <i>MEMS</i>	56
4.2	PÊNDULOS	57
5	PROJETO E CRIAÇÃO DE UM PROTÓTIPO	61
5.1	DISPOSITIVOS <i>MEMS</i> UTILIZADOS.....	61
5.1.1	Giroscópio analógico LPR4150AL	62
5.1.2	Acelerômetro digital MMA7660.....	63
5.1.3	Acelerômetro e giroscópio MPU-6050	64
5.2	CONSTRUÇÃO MECÂNICA.....	66
6	MODELAGEM DINÂMICA E ENSAIOS	71
6.1	MODELAGEM DINÂMICA DO POTENCIÔMETRO	72
6.2	MODELAGEM DINÂMICA DO <i>MEMS</i> MPU6050	75

6.2.1	Modelagem do acelerômetro no MPU6050.....	76
6.2.2	Modelagem do giroscópio no MPU6050	79
6.2.3	Modelagem conjunta do acelerômetro e giroscópio.....	83
6.2.4	Modelagem do módulo <i>DMP</i> no MPU6050.....	85
6.3	PROGRAMAS DESENVOLVIDOS E ENSAIOS.....	86
6.3.1	Ensaio 1 – calibragem do potenciômetro.....	86
6.3.2	Ensaio 2 – MPU6050 e comparação com o potenciômetro	89
6.3.3	Ensaio 3 – Módulo <i>DMP</i> e comparação com o potenciômetro	108
7	CONCLUSÃO.....	113
7.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	114
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	117

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Pêndulo com acelerômetro e potenciômetro (GODFREY, 2007)	20
Figura 2 – Pêndulo invertido (BAGALÀ, 2012)	23
Figura 3 – Sistema de Pêndulos (BAGALÀ, 2012)	24
Figura 4 – Comparação entre θ e $\text{seno}(\theta)$ – <i>linearização</i>	25
Figura 5 – Parâmetros espaço-temporais da marcha	27
Figura 6 – Câmera de infravermelho de alta definição.....	29
Figura 7 – Paciente portando marcadores retro-reflexivos.....	30
Figura 8 – Marcadores retro-reflexivos.....	31
Figura 9 – Sensores de palmilhas (MARTINS, 2011).....	32
Figura 10 – Plataforma de força (WHITTLE, 2007)	33
Figura 11 – Os três planos do espaço (WHITTLE, 2007).....	35
Figura 12 – Cinemática – sistema de coordenadas (SAUNDERS, 1953)	37
Figura 13 – Sistema de coordenadas em duas e três dimensões.....	38
Figura 15 – Representação de um ponto por dois referenciais diferentes	40
Figura 16 – Representação da translação de um ponto no espaço	41
Figura 17 – Rotação de 90 graus de um ponto no plano	42
Figura 18 – Rotação em ângulo genérico de um ponto no plano	43
Figura 19 – Sistema Cartesiano e os ângulos de Euler	44
Figura 20 - Sistema massa-mola, com sensor para medir o deslocamento.....	48

Figura 21 – Acelerômetro <i>MEMS</i> – adaptado de (STMICROELECTRONICS, 2012)	49
Figura 22 – Acelerômetro <i>MEMS</i> bi-axial (KIONIX, 2012)	50
Figura 23 - Acelerômetro <i>MEMS</i> bi-axial na posição horizontal.	51
Figura 24 – Giroscópio <i>MEMS</i> (ST, 2012)	55
Figura 25 – Pêndulo simples.	57
Figura 26 – Relação entre duas posições do pêndulo.	59
Figura 27 – Giroscópio bi-axial analógico LPR4150AL	62
Figura 28 – Diagrama elétrico de conexões do LPR4150AL (ST, 2012)	62
Figura 29 – <i>IMU</i> com acelerômetro tri-axial <i>MMA7660</i>	63
Figura 30 – <i>IMU GY521mpu</i> com acelerômetro e giroscópio tri-axial MPU-6050	64
Figura 31 - Diagrama elétrico <i>IMU GY521mpu</i> com MPU-6050	65
Figura 32 – Protótipo desenvolvido – vista frontal	66
Figura 33 – Protótipo desenvolvido – vista lateral	67
Figura 34 – Rolamento CTK 6200 ZZ	68
Figura 35 – Mancal e base	68
Figura 36 – Conjunto completo do protótipo	69
Figura 37 – Conjunto completo do protótipo – vista superior	70
Figura 38 – Ensaio com potenciômetro – esquema de ligações	72
Figura 39 – Ângulo máximo de curso do potenciômetro	72
Figura 40 – Potenciômetro – ângulos de acoplamento e margem de segurança	74

Figura 41 – Ensaio com MPU6050 – diagrama elétrico	75
Figura 42 – Calibração inicial e ajuste de zero (<i>offset</i>).....	76
Figura 44 – Integração numérica - regra dos retângulos.....	80
Figura 45 – Erro acumulativo a partir da amostragem	80
Figura 46 – Interpolação pelo método do trapézio	81
Figura 47 – Detalhe do sensor em relação à haste do pêndulo em repouso	83
Figura 49 – Programa de leitura do potenciômetro - <i>Matlab</i>	87
Figura 50 – Movimento do pêndulo, com captura de dados pelo potenciômetro	88
Figura 51 – Aceleração no eixo x – valor de <i>offset</i> - escala ampliada.....	91
Figura 52 – Aceleração no eixo y – valor de <i>offset</i> - escala ampliada.....	92
Figura 53 – Giro no eixo z – valor de <i>offset</i> - escala ampliada.....	92
Figura 54 – Bibliotecas e variáveis - MPU6050 e potenciômetro no Arduino	93
Figura 55 – Função <i>setup()</i> e função <i>loop()</i> no Arduino	95
Figura 56 – Leitura do potenciômetro e MPU6050.....	96
Figura 57 – Leitura do potenciômetro – θ de referência.....	97
Figura 58 – Cálculo do vetor A_x	98
Figura 59 – Aceleração A_x	98
Figura 60 – Cálculo do vetor A_y	99
Figura 61 – Aceleração A_y	99
Figura 62 – Cálculo da velocidade angular G_z	100

Figura 63 – Velocidade angular G_z	100
Figura 64 – Cálculo do ângulo através da integração da velocidade angular	101
Figura 65 – θ obtido pela integração da leitura do giroscópio	101
Figura 66 – θ de referência e θ obtido por integração de G_z	102
Figura 67 – Cálculo da aceleração angular (α)	103
Figura 68 – Aceleração angular (α).....	104
Figura 69 – Cálculo do ângulo estimado em graus	104
Figura 70 – θ estimado em função do tempo	105
Figura 71 – desenho do gráfico de leitura do potenciômetro e MPU6050.....	105
Figura 72 - comparação entre θ estimado e θ de referência.....	106
Figura 73 – Desvio médio quadrático entre potenciômetro e MPU6050	107
Figura 74 – Bibliotecas e variáveis - MPU6050 e potenciômetro no Arduino.....	108
Figura 75 – Função <i>loop()</i> – leitura do MPU6050 e potenciômetro no Arduino.....	109
Figura 76 – Função <i>setup()</i> – leitura do MPU6050 no Arduino	110
Figura 77 – Ensaio 3 - comparação entre ângulo estimado e potenciômetro	111
Figura 78 – Desvio médio quadrático entre potenciômetro e <i>DMP</i>	112

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>ADC</i>	<i>Analog-to-Digital Converter</i>	(Conversor Analógico/Digital)
<i>CC</i>	Corrente Contínua	
<i>DMP</i>	<i>Digital Motion Processor</i>	(Processador Digital de Movimento)
<i>EMG</i>	<i>Electromyography</i>	(Electromiografia)
<i>GND</i>	Ground	(Terra)
<i>IMU</i>	<i>Inertial Measurement Unit</i>	(Unidade de Medida Inercial)
<i>I²C</i>	<i>Inter-Integrated Circuit</i>	(Circuito Inter-integrado)
<i>INT</i>	<i>Interruption</i>	(Interrupção)
<i>LSB</i>	<i>Least Significant bit</i>	(bit menos significativo)
<i>MEMS</i>	<i>Microelectro Mechanical System</i>	(Sistema Micro-Eletromecânico)
<i>RMS</i>	<i>Root Mean Square</i>	(valor médio quadrático)
<i>RMSD</i>	<i>Root Mean Square Deviation</i>	(desvio do valor médio quadrático)
<i>SAA</i>	single-axis accelerometer	(acelerômetro de um eixo simples)
<i>SCL</i>	<i>Serial Clock</i>	(Relógio Serial)
<i>SDA</i>	<i>Serial Data</i>	(Dados Seriais)
<i>SMD</i>	<i>Surface-Mount Device</i>	(Componente de montagem em superfície)

SPI *Serial Peripheral Interface* (Interface Serial Periférica)

USART *Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*
(Receptor Transmissor Universal Síncrono Assíncrono)

1 INTRODUÇÃO

Este trabalho está inserido em um projeto interinstitucional composto por várias fases, sendo que o trabalho apresentado define o primeiro de uma série, com aplicação à fisioterapia. Nesta etapa é feito um trabalho de pesquisa que identifica as tendências tecnológicas em relação ao tema principal. Depois de finalizado o trabalho de pesquisa é definido a modelagem e construção de um protótipo inicial, com base em um pêndulo simples, onde são verificadas técnicas de estimação de valores para determinar as coordenadas deste pêndulo em função do tempo.

Os dispositivos de medição a serem usados são acelerômetros e giroscópios, mas eles não fornecem os valores dos parâmetros da marcha humana diretamente, cujas leituras devem ser devidamente processadas, para obterem-se valores muito próximos aos obtidos por um método de medição direto (MORRIS, 2002).

1.1 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é estabelecer uma técnica de estimação de parâmetros da marcha humana, através de medições feitas em um mecanismo em movimento, construído com base em um pêndulo simples, contendo em sua estrutura acelerômetros e giroscópios, fabricados com tecnologia de Microsistemas Eletromecânicos (*MEMS – Microelectro Mechanical System*) e Unidade de Medida Inercial (*IMU – Inertial Measurement Unit*), usando-se resultados acurados de medições dos mesmos movimentos feitos por outros meios.

Estabelecer uma relação entre os dois tipos de resultados, para que, posteriormente, resultados acurados possam ser obtidos a partir de medições feitas apenas pelos acelerômetros e giroscópios, gerando-se assim um modelo de referência. Comprovar a melhoria no processo de estimação, utilizando além de acelerômetros, também giroscópios digitais, em um mesmo módulo, onde partindo dos valores de aceleração linear e velocidade angular se obtenha a posição do pêndulo em função do tempo, técnica que não foi proposta em nenhum dos artigos estudados.

1.2 JUSTIFICATIVA

Recentemente, docentes do IFSP que são integrantes do Programa de Mestrado em Automação e Controle de Processos da instituição estabeleceram parceria com docentes da área de Fisioterapia da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), campus de Santos. Objetiva-se desenvolver como produto final, pequenos módulos, a serem fixados a pontos específicos das pernas dos pacientes. Cada módulo terá dispositivos de medição de movimentos e dispositivos para o envio dos resultados a um computador. A proposta inicial apresentada neste trabalho é desenvolver um mecanismo de referência, onde serão estudados o comportamento dos sensores e os métodos de estimação, que servirão como base em trabalhos futuros, até o desenvolvimento do produto final.

Os dispositivos a serem usados nos módulos são acelerômetros e giroscópios, acoplados a um pêndulo simples, detalhados no capítulo 4 - ACELERÔMETROS, GIROSCÓPIOS E PÊNDULOS. Cada um dos sensores é especializado na medição de um tipo de parâmetro de interesse nos movimentos: o acelerômetro mede acelerações lineares (translação) e o giroscópio mede variações de ângulos (rotação) com o tempo. Esses parâmetros individuais de cada sensor são convertidos em informações relativas ao posicionamento em função do tempo e comparados com as informações geradas por um potenciômetro, com o objetivo de utilizar técnicas de estimação de valores para modelar um conjunto com o mínimo erro. Cada módulo conterá um dispositivo de cada um destes dois tipos. Os valores dos demais parâmetros (velocidades, distâncias, tempos) serão inferidos a partir das medições feitas por estes dois dispositivos. Cada módulo conterá, também, recursos para o envio sem fio a um computador dos resultados das medições.

Os resultados da medição dos parâmetros são obtidos, após serem processados por um programa no computador receptor dos dados. Devido à necessidade no estudo da marcha humana em se obter dados precisos e ao mesmo tempo, com grande flexibilidade e baixo custo, sem a necessidade de ambientes especiais levam à proposta deste trabalho, o qual consiste em propor um sistema de análise, utilizando sensores dos tipos acelerômetros e giroscópios, causando o mínimo de desconforto e conseqüente, mínima interferência nos movimentos dos

pacientes. É apresentado um estudo contemplando as técnicas existentes e uma comparação com a técnica proposta neste trabalho.

1.3 METODOLOGIA UTILIZADA

O trabalho apresentado nesta dissertação contempla o desenvolvimento do projeto e a construção do mecanismo de referência, na forma de um pêndulo, bem como os módulos de medição. Os sensores utilizados nesse módulo não fornecem diretamente os resultados de interesse neste trabalho. Algoritmos para o tratamento dos sinais por eles fornecidos foram desenvolvidos, para eliminar o ruído e de forma simultânea, aplicar técnicas de estimação de valores, com o objetivo de monitorar o comportamento posicional do mecanismo em função do tempo.

São apresentados os resultados de experimentos usando aquele mecanismo de referência e os módulos de medição e conseqüentemente a análise dos dados com a finalidade de estabelecer a relação procurada entre os resultados dos dois tipos de medições, com a menor margem de erro possível. O primeiro grupo de resultados (ensaio 1) tem como objetivo ajustar um potenciômetro, de forma que variações angulares na haste do pêndulo, correspondam às medições indicadas por esse dispositivo. O segundo grupo de resultados (ensaio 2) compara os sinais gerados por um potenciômetro acoplado à haste do pêndulo, em relação aos resultados da estimação da posição do pêndulo, após processamento dos sinais enviados pelos sensores inerciais, os quais fornecem valores de aceleração linear e velocidade angular em função do tempo. As informações advindas dos sensores são processadas externamente, utilizando o software *MatLab (MATrix LABORatory)* da empresa *MathWorks*, ou o software livre *Octave*, que geram gráficos comparativos do posicionamento do pêndulo em função do tempo, detectados pelo potenciômetro e através do processamento das informações fornecidas pelo acelerômetro e giroscópio. No terceiro grupo de resultados (Ensaio 3) são comparados os sinais gerados por um potenciômetro acoplado à haste do pêndulo, em relação aos mesmos sensores inerciais, desta vez fazendo uso de um módulo DMP - *Digital Motion Processor* (Processador de Movimento Digital), onde as leituras referentes à aceleração (acelerômetro) e velocidade angular (giroscópio) são processadas internamente no IMU, através de um algoritmo de fusão desenvolvido pelo próprio

fabricante, resultando em informações sobre o posicionamento do pêndulo, em função do tempo sem a necessidade de processamento externo (INVENSENSE, 2012). As informações do módulo DMP são disponibilizadas na forma de ângulos de Euler e vetores quatérnions, os quais são detalhados no capítulo 3.5.3.3 - Ângulos de Euler, pág. 43 e capítulo 3.5.3.4 - Quatérnions, pág. 46.

Cabe ressaltar que a execução deste projeto, embora tenha objetivo de aplicação à fisioterapia, não envolve, ainda, seres humanos como objeto de pesquisa. Nesta fase são usados somente os módulos e o mecanismo descritos.

1.4 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação contém os seguintes capítulos:

- Capítulo 1 - INTRODUÇÃO: está descrita a motivação, justificativa e o objetivo deste trabalho.
- Capítulo 2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA: Apresentação de artigos relacionados com o tema, onde é colocada a situação atual de pesquisa, o que direciona este trabalho.
- Capítulo 3 - MEDIÇÃO DE PARÂMETROS DA MARCHA HUMANA: Uma breve descrição sobre o histórico e situação atual, envolvendo diversas técnicas existentes no mercado.
- Capítulo 4 - ACELERÔMETROS, GIROSCÓPIOS E PÊNDULOS: Descrição dos princípios de funcionamento dos sensores inerciais, bem como as leis da física que descrevem os movimentos de um pêndulo simples.
- Capítulo 5 - PROJETO E CRIAÇÃO DE UM PROTÓTIPO: Descrição através de diagramas dos sensores inerciais, bem como a parte física do protótipo utilizado neste trabalho.
- Capítulo 6 - MODELAGEM DINÂMICA: Descrição da modelagem utilizada e aplicação das ferramentas computacionais que geram os sinais de referência e estimados, comparando-os em 3 ensaios distintos.
- Capítulo 7 - CONCLUSÃO – Descrição sobre a contribuição deste trabalho na medição de parâmetros da marcha humana, bem como sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Dentre os diversos artigos que tratam da medição de parâmetros da marcha humana, três se destacam pela sua relação com o presente trabalho, por também utilizarem sensores inerciais, acoplados a dispositivos com base em pêndulos, são: (GODFREY, 2007), (FINCH, 2011) e (BAGALÀ, 2012). Cada um desses artigos, com suas técnicas específicas são descritos a seguir.

Em (GODFREY, 2007) é apresentado um sistema de pêndulo, monitorado por um acelerômetro bi-axial ADXL202 inserido em uma esfera em seu extremo, juntamente com um potenciômetro (base de um sistema eletro-goniômetro) acoplado em seu eixo, conforme mostra a Figura 1.

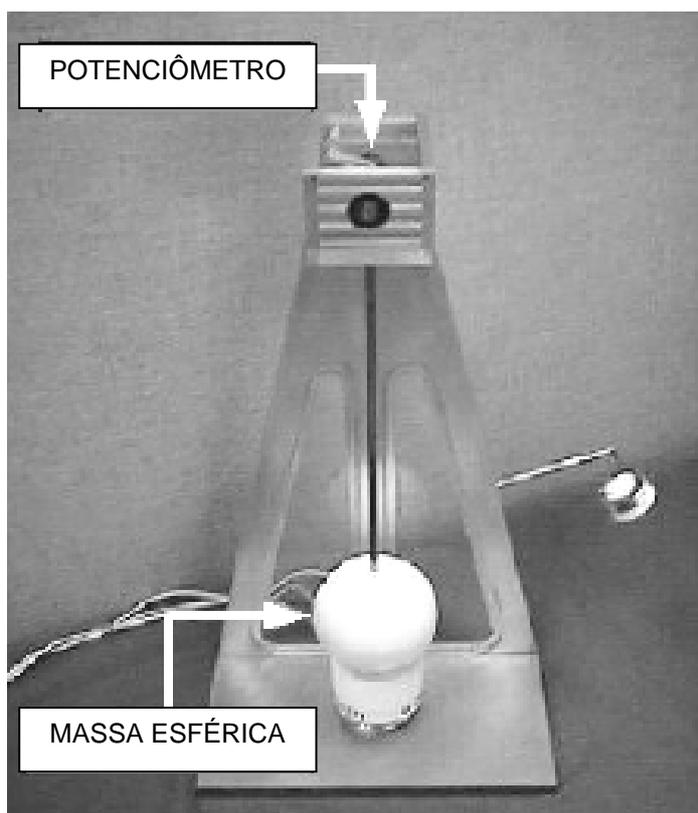


Figura 1 – Pêndulo com acelerômetro e potenciômetro (GODFREY, 2007)

O pêndulo é submetido a condições conhecidas de aceleração, similares às encontradas na marcha humana, com o intuito de caracterizar o acelerômetro. A resposta de um acelerômetro integrado para medir aceleração estática é praticamente linear, podendo ser testado sob uma variedade de condições de aceleração usando a gravidade, movendo o dispositivo através de uma variedade de inclinações e medindo sua saída sob estas condições. Para avaliar a resposta dinâmica de um acelerômetro, sob as condições de aceleração, com experiência em marcha, um teste capaz de submeter o acelerômetro a uma condição conhecida é necessário, com aceleração variando de forma similar à experiência da marcha humana.

O potenciômetro fornece um sinal diretamente proporcional ao ângulo do pêndulo, em função do tempo e destes valores de ângulo, obtém-se os componentes de aceleração, permitindo a comparação com os valores informados pelo acelerômetro, independente do modelo em teste. A proposta de (GODFREY, 2007) toma-se como ponto de partida o fato de que os resultados das medições fornecidos pelo acelerômetro são dependentes tanto da aceleração tangencial (a_t) quanto da aceleração radial (a_r). A série de medições de ângulos feitas pelo potenciômetro, a partir dela, por derivações, calcula uma série de valores de velocidades angulares e, desta, calcula uma série de valores de acelerações angulares. Ele apresenta duas equações fundamentais que relacionam acelerações medidas pelo acelerômetro àquelas grandezas angulares obtidas usando-se o potenciômetro:

$$a_t = \alpha r - g \sin(\theta) \quad (1)$$

$$a_r = \omega^2 r - g \cos(\theta) \quad (2)$$

Onde α é a aceleração angular, g é a aceleração da gravidade, ω é a velocidade angular, θ é o ângulo em função do tempo, r é o raio do pêndulo.

Então, ele compara os valores calculados usando-se as duas equações aos valores lidos pelo acelerômetro, para concluir que os resultados estão em acordo.

O presente trabalho tem como objetivo, o caminho oposto ao proposto por (GODFREY, 2007), ou seja, estabelecer-se um método para se obter a série temporal de ângulos a partir das medições feitas pelos acelerômetros e por giroscópios.

Em (FINCH, 2011) utiliza-se de um sistema de estimação contendo um pêndulo simples, que é monitorado em seu eixo por um *encoder* digital com resolução de 0.25° (0.00436 radianos) e em sua haste por um módulo IMU, contendo um magnetômetro tri-axial (HMC5843), um acelerômetro tri-axial (ADXL345) e giroscópios tri-axiais (IDG650 e IXZ650) não integrados em um mesmo chip. O acelerômetro ADXL345 é digital e possui várias configurações de sensibilidade programáveis (± 20 m/s.s, ± 40 m/s.s, ± 80 m/s.s, ± 160 m/s.s), sendo adotada ± 160 m/s.s. Os giroscópios bi-axiais IDG650 (x/y) e IXZ650 (x/z) possuem a sensibilidade de $\pm 2,000^\circ / s$ e são analógicos. Os giroscópios e acelerômetros são ambos amostrados em 500 Hz. Os giroscópios são amostrados por uma entrada analógica com conversor analógico-digital interligados, enquanto as medidas do acelerômetro são retornadas, através de uma interface SPI. O magnetômetro utiliza uma interface I²C, com taxa de amostragem de 50 Hz. O IMU usa um transceptor de 2,4 GHz *nRF24EINordic* que transmite dados sem fio para um receptor conectado a um computador, além de possuir um módulo de recarga de bateria por indução eletromagnética. Em outras fases do projeto da marcha humana objetiva-se o uso de dispositivo similar, transmitindo sem fio, os sinais a um computador.

A modelagem matemática utilizada também está focada no movimento harmônico simples do pêndulo, com aproximações para ângulos pequenos para obterem-se os ângulos de posicionamento do pêndulo em função do tempo, onde é feita a comparação com os ângulos obtidos pelo encoder, método oposto ao trabalho de (GODFREY, 2007), o qual, as informações do potenciômetro são processadas até obter-se valores de aceleração.

Segundo (FINCH, 2011) existem limitações na técnica utilizada. Para que um modelo descreva um sistema físico é necessário que ele seja matematicamente conhecido. Isto é aceitável para sistemas como um pêndulo simples que têm sido exhaustivamente estudados e as equações de movimento são bem conhecidas.

No entanto, quando se consideram outras situações como, por exemplo, no estudo dos parâmetros da marcha humana, o sistema de equações pode se tornar muito complexo e altamente não linear, difíceis de obter e resolver. Hipóteses podem ser utilizadas para reduzir a complexidade do modelo, mas ele começa a perder a fidelidade, dependendo das suposições a serem feitas. Há alguns casos onde os fatores externos podem influenciar sensores, especialmente no magnetômetro, resultando em saídas imprecisas. Com base nessas afirmações fica claro que o uso de um magnetômetro pode vir a melhorar a qualidade das informações, mas limitando a um ambiente imune a ruídos magnéticos, optou-se neste trabalho em não utilizar esse tipo de sensor.

Em (BAGALÀ, 2012) descreve-se um método para a construção de um sistema de estimação de movimentos em um pêndulo invertido, utilizando acelerômetros de um eixo simples, conforme Figura 2; Os resultados de medições são usados para determinar as posições cinemáticas. O estudo apresenta dois experimentos, onde o primeiro mecanismo é equipado com um *encoder* acoplado a um pêndulo invertido, criando um modelo de referência, aplicados a um modelo biomecânico, para uso posterior em um segundo experimento.

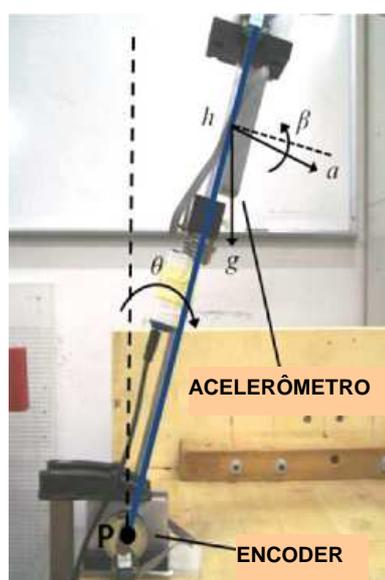


Figura 2 – Pêndulo invertido (BAGALÀ, 2012)

O segundo experimento é um sistema com três *links* distribuídos em cada segmento do corpo, parte inferior da perna, região do fêmur e tronco, imitando as articulações principais que estão relacionadas à marcha humana. Cada *link* possui um acelerômetro de eixo simples que é simulado em um sistema com pêndulo invertido, cujo modelo é quase estático, ilustrado na Figura 3.

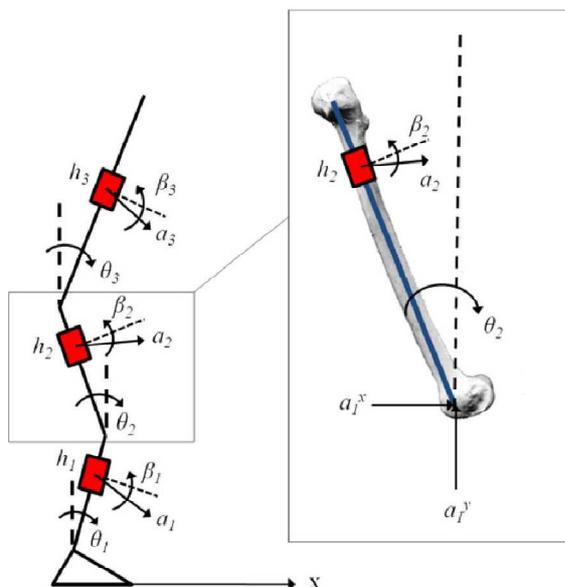


Figura 3 – Sistema de Pêndulos (BAGALÀ, 2012)

Após análise dos objetivos propostos em (BAGALÀ, 2012), verifica-se que ao utilizar o método de aproximação de ângulos pequenos, isto requer que, para a obtenção de bons resultados para ângulos grandes, seja usado um algoritmo recursivo, o qual, numericamente, busca compensar a imprecisão desta aproximação.

De uma forma geral, todos os artigos contribuíram para a formação do corpo de conhecimento do assunto.

Analisando os artigos (FINCH, 2011) e (BAGALÀ, 2012), eles utilizam a técnica de aproximação para ângulos pequenos, na qual considera-se que para pequenos valores, o ângulo em radianos coincide com o seu respectivo seno. Na Figura 4 é feita a comparação entre o seno de um ângulo θ e o próprio ângulo θ . No ponto onde o ângulo vale 0.00 rad, o erro é zero ($\text{sen } 0 = 0$). À medida que o ângulo aumenta, o erro cresce em pequenas proporções sendo ele aceitável, mas verifica-se que após 0.35 rad (20 graus), o erro se torna não aceitável. Considerando que os ângulos envolvidos na marcha humana ocorrem na região de maior erro de aproximação entre esses valores, concluiu-se que essa técnica deva ser substituída.

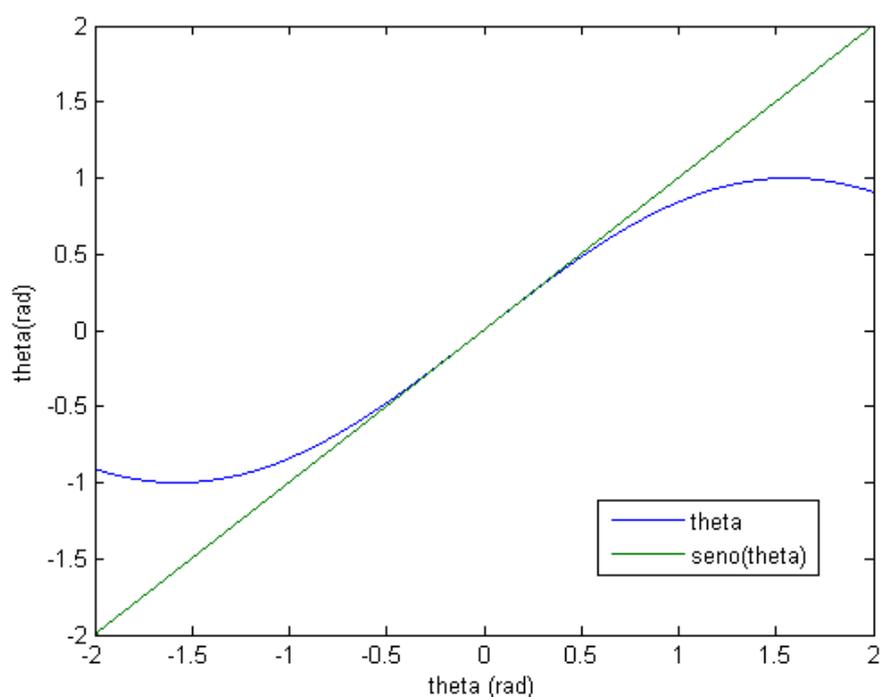


Figura 4 – Comparação entre θ e $\text{seno}(\theta)$ – linearização

A proposta adotada neste trabalho é a utilização de um modelo matemático que não utilize o método de aproximação de ângulos pequenos, o qual possibilite que valores de movimentos em quaisquer ângulos, sejam possíveis de serem medidos, com um menor erro, em comparação com a técnica de aproximação utilizada na referência bibliográfica.

3 MEDIÇÃO DE PARÂMETROS DA MARCHA HUMANA

Desde a antiguidade, grandes pensadores, dentre os quais Hipócrates, Aristóteles, Cláudio Galeno, Galileu Galilei, Leonardo da Vinci, mantiveram interesse pelo estudo do movimento humano. Na metade do século XVII, Giovanni Alfonso Borelli, considerado o pai da biomecânica, determinou o centro de gravidade do corpo humano e escreveu os livros "*De motu animalium*" e "*De motu musculorum*" que descrevem conceitos fundamentais no estudo da marcha humana, utilizados até hoje (MUNDERMANN, 2006).

Os primeiros estudos a registrar e analisar de forma comercial a marcha humana foram realizados na década de 1940. Os instrumentos utilizados desde então são filmagens, plataformas de força, luzes estroboscópicas, inserção de pinos, passarelas de vidro e eletromiografia. Nas investigações posteriores, as pesquisas passam a envolver a dinâmica da locomoção humana, gasto de energia em pessoas normais e com deficiência e os efeitos da imobilização de articulações; entretanto, a compreensão dos mecanismos da marcha humana começou a se expandir com as medições quantitativas do andar normal, utilizado para descrever, comparar e avaliar como os indivíduos com deficiência na marcha compensam suas dificuldades (MUNDERMANN, 2006).

3.1 ESTUDO DA MARCHA HUMANA – SITUAÇÃO ATUAL

Diversos estudos têm sido realizados em busca de uma melhor compreensão das características do padrão da marcha humana. Nesse sentido, a biomecânica tem contribuído fazendo uso da cinemática, descrevendo as variáveis espaço-temporais (posição, velocidade e aceleração) e da dinâmica medindo as variáveis referentes às forças aplicadas a marcha. Assim, a utilização conjunta de câmeras de vídeo, plataformas de força e eletromiógrafos têm se tornado cada vez mais frequentes, constituindo um sistema quantitativo de avaliação tanto em indivíduos normais, quanto em portadores de patologias. Devido à disponibilidade, durabilidade e facilidade da utilização de modernas câmeras de vídeo, o sistema de imagens tem sido um dos métodos mais utilizados para a análise qualitativa do movimento humano (PERRY, 2005).

3.2 MEDIÇÕES TEMPORAIS

Neste texto são contempladas somente as medições temporais e a cinemática envolvida, em relação ao estudo da marcha humana. Segundo (PERRY, 2005), os parâmetros espaço-temporais envolvidos são citados a seguir, conforme ilustra a Figura 5.



Figura 5 – Parâmetros espaço-temporais da marcha

Definições dos parâmetros espaço-temporais da marcha a serem medidos:

- Passo: espaço/tempo compreendido entre o contato inicial de um pé, e o contato inicial do pé oposto no solo. Pode ser expresso como comprimento do passo [m], ou duração do passo[s].
- Comprimento do passo: distância entre os pontos em que os pés tocam o solo. São analisados os comprimentos do passo direito e comprimentos do passo esquerdo;
- Duração do passo: tempo decorrido durante um passo;
- Comprimento do ciclo de marcha: distância entre os pontos em que um mesmo pé tocou o solo;
- Duração do ciclo de marcha: tempo decorrido durante um ciclo de marcha completo;
- Largura do Passo: distância lateral entre o ponto de contato inicial de um dos pés e ponto de contato do outro pé;
- Ângulo do pé direito: inclinação do pé direito, em relação ao sentido de deslocamento da marcha.
- Ângulo do pé esquerdo: inclinação do pé esquerdo, em relação ao sentido de deslocamento da marcha.
- Tempo do Ciclo: tempo em segundos entre dois apoios sucessivos do mesmo pé;
- Cadência: número de passos, em determinado período de tempo;
- Velocidade: Deslocamento por unidade de tempo.

No capítulo 7 - CONCLUSÃO, pág. 113 são apresentados os parâmetros contemplados por este trabalho, e a necessidade de ajustes em trabalhos futuros para os demais parâmetros. Várias soluções para medição de parâmetros da marcha humana são oferecidas atualmente, as quais são citadas a seguir.

3.2.1 MÉTODO DE FILMAGEM EM SALA ESPECIAL

A técnica de filmagem em sala especial é amplamente utilizada em grandes centros hospitalares e clínicas especializadas em fisioterapia e consiste em um ambiente especialmente preparado, onde seis a oito câmeras de infravermelho de alta definição monitoram e registram os movimentos do paciente, sincronizadas através de marcadores retro-reflexivos, presos ao corpo do paciente (VICON, 2012). Um exemplo de uma câmera de infravermelho é exibido na Figura 6 a seguir.



Figura 6 – Câmera de infravermelho de alta definição.

Fonte: <http://www.vicon.com/products/cameras.html>

As câmeras de infravermelho são dispositivos dotados com sensores de radiação infravermelha, acoplada eletronicamente a um visor que gera imagens na faixa visível do espectro eletromagnético, permitindo observar imagens térmicas, geradas pelos corpos em temperaturas próximas às do ambiente. A precisão de uma câmera de infravermelho depende de vários componentes, como lentes, filtros, detectores, circuitos de leitura e tratamento de sinal e programas de linearização e compensação. As câmeras utilizadas no estudo da marcha emitem luz estroboscópica, sincronizada com a abertura e fechamento do diafragma, captando imagens precisas de cada marcador retro-reflexivo. A localização de coordenadas de cada marcador é então calculada dentro da câmera e enviada a um computador que trata essas informações, possibilitando estabelecer trajetórias 3D de alta precisão (VICON, 2012). O paciente analisado necessita portar marcadores retro-reflexivos (esferas adesivas com diâmetros entre 3 e 25 mm), colocados na superfície cutânea, sincronizados com as câmeras, conforme mostra a Figura 7. Esse método, muitas vezes é operado de forma intuitiva sem muita precisão, dependendo da análise

pessoal do profissional envolvido, situação que ocorre quando não se utilizam software especializado.



Figura 7 – Paciente portando marcadores retro-reflexivos

Fonte: <http://www.vicon.com/products/cameras.html>

A escolha das dimensões do marcador depende de vários fatores, como a distância de medição, o tamanho e a forma específica de objeto de medida, escolha de pontos de medição a ser capturado e tipo de colocação do marcador.

A Figura 8 a seguir, mostra algumas opções de modelos demarcadores retro-reflexivos, com variação de diâmetros, utilizados no método de filmagem em sala especial.



Figura 8 – Marcadores retro-reflexivos

Fonte: http://www.quintic.com/images/reflective_markers_lineup.jpg

Existe uma grande variação de custos na análise da marcha humana pelo método de filmagem em sala especial, dependendo principalmente da quantidade de câmeras (oito câmeras é a situação ideal). A frequência de captação das imagens também é um fator relevante no custo. Existem câmeras que captam de 20 a 200 quadros por segundo e trabalham em conjunto com uma plataforma de força (para avaliar o pico de pressão e a força de reação) que deve estar inserida no piso, mais o software de avaliação. O custo total do conjunto varia de R\$ 60.000,00 a R\$ 200.000,00 (base Junho/2013). Algumas clínicas que realizam a análise simplificada da corrida utilizam apenas duas câmeras, projetando as câmeras na parte posterior do paciente o qual está correndo em uma esteira. Essa técnica reduz sensivelmente o custo (R\$ 10.000,00 a R\$ 20.000,00), porém diminui muito a qualidade das informações.

Devido ao custo elevado do sistema, o método de filmagem em sala especial se torna pouco acessível, com poucas unidades existentes e conseqüentemente não atende à grande demanda, principalmente em locais mais distantes dos grandes centros e desprovidos de recursos.

3.2.2 MÉTODO DE PALMILHAS

A técnica do uso de palmilhas com sensores de pressão plantar é relativamente nova, tendo início comercial em 1990 (MARTINS, 2011). A ideia é utilizar um dispositivo não invasivo, oferecendo o mínimo de interferência e desconforto ao usuário. Vários sensores colocados em uma palmilha monitoram a pressão plantar, conforme ilustrado na Figura 9.

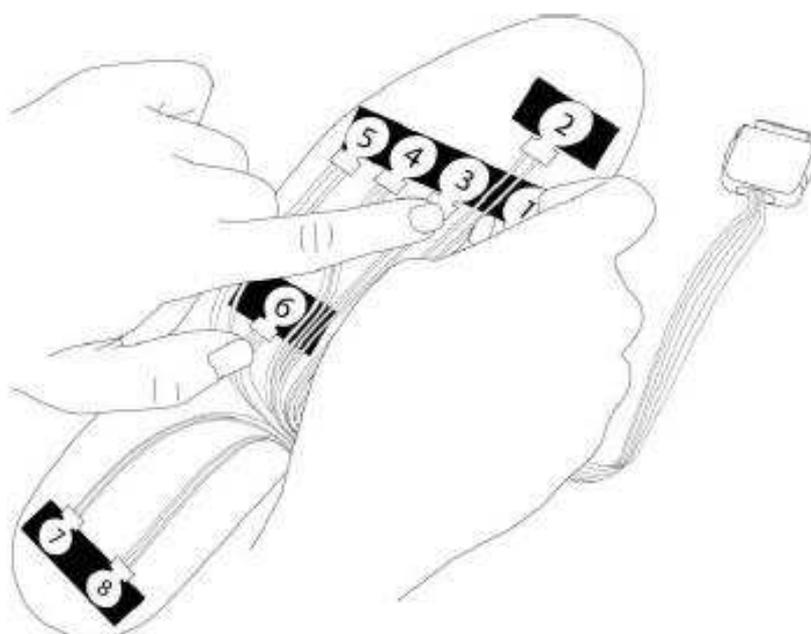


Figura 9 – Sensores de palmilhas (MARTINS, 2011)

O custo de implantação é relativamente baixo, se comparado com outros métodos, como a sala de filmagem, porém para monitorar velocidade e outros parâmetros cinemáticos, esse método necessita acoplar acelerômetros, em conjunto com os sensores de força, sendo seu uso complementar às demais técnicas (MARTINS, 2011).

3.2.3 MÉTODO DE PLATAFORMAS DE FORÇA

A plataforma de força é um equipamento desenvolvido para aquisição de curva de força de reação vertical contra o solo. Consiste de duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, que são interligadas por sensores de força, ou sensores extensométricos, desenvolvidos para suportar altas cargas de impacto com excelente sensibilidade.

Há vários modos de construção da plataforma segundo o posicionamento dos sensores, destacando-se três em particular: plataforma com um único sensor no seu centro; plataforma triangular com sensores nos seus três cantos; e plataforma retangular com sensores nos seus quatro cantos, conforme mostra a Figura 10. Esse último modo de construção é o mais utilizado nas plataformas comercialmente disponíveis para análise da marcha (WHITTLE, 2007).

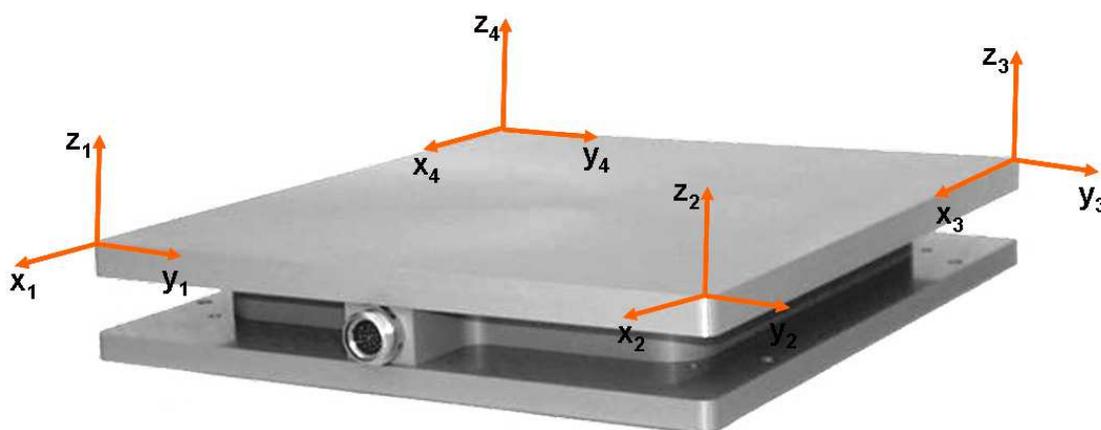


Figura 10 – Plataforma de força (WHITTLE, 2007)

As aplicações da técnica da plataforma de força em uso comercial se resumem em sua maioria para o atletismo, avaliando o desempenho de atletas. As aplicações na fisioterapia são limitadas, em casos de análises mais simples, como para posturografia, técnica esta que avalia a função labiríntica, com a finalidade de identificar possíveis lesões vestibulares, responsáveis pelo comprometimento do equilíbrio corporal (WHITTLE, 2007).

3.2.4 MÉTODO DE ACELEROMETRIA

Com a crescente evolução nos processos de fabricação de dispositivos microeletrônicos, uma nova técnica chega ao mercado, abrangendo várias aplicações, dentre elas no estudo da marcha humana, utilizando sensores inerciais do tipo acelerômetros. Os giroscópios ainda são pouco utilizados no mesmo encapsulamento que acelerômetros. A fabricação desses sensores em um único módulo reduz sensivelmente seu custo, se comparado com o custo de componentes separados, e ainda reduzindo os níveis de ruído, a tendência é do surgimento de novos dispositivos utilizando essa nova concepção. O método consiste na construção de um algoritmo de fusão, onde as informações geradas pelos sensores inerciais são processadas simultaneamente, com o objetivo de obter-se o deslocamento angular em função do tempo, com menor erro, em comparação com um método de análise em separado, desses sensores.

No capítulo 4 - ACELERÔMETROS, GIROSCÓPIOS E PÊNDULOS são apresentados os princípios da acelerometria e na sequência são apresentados no capítulo 5.1 - DISPOSITIVOS *MEMS* UTILIZADOS, os componentes envolvidos e os que são utilizados neste trabalho, na construção de um protótipo, com base nessa nova tecnologia.

Neste trabalho são analisados os movimentos que ocorrem no plano sagital, descrito no item a seguir.

3.3 OS TRÊS PLANOS DO ESPAÇO

Segundo (WHITTLE, 2007) as descrições anatômicas, tanto do corpo humano quanto dos órgãos, são baseadas em três principais planos de secção que passam através do corpo na posição anatômica, conforme ilustra a Figura 11 a seguir.

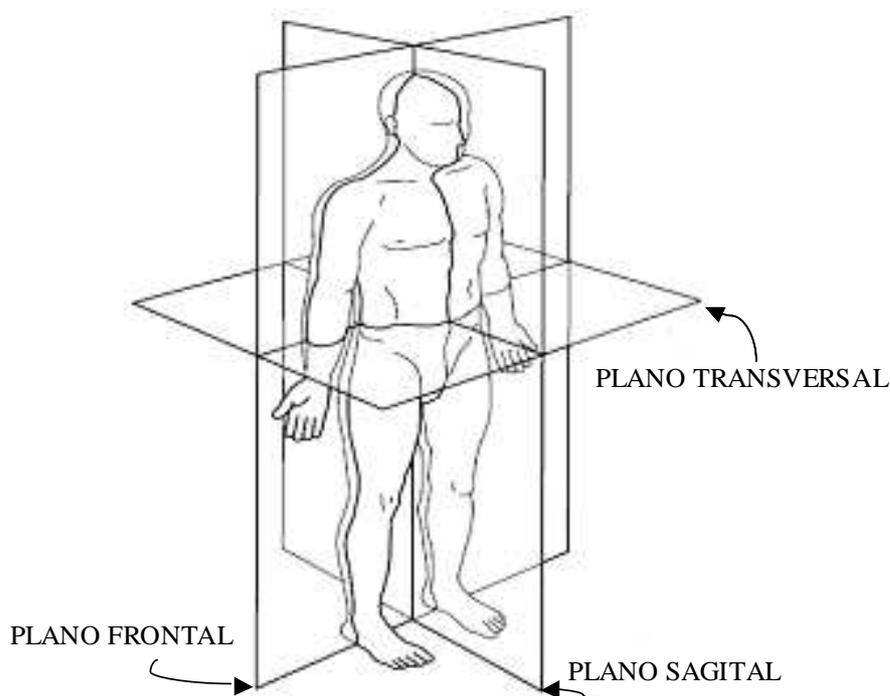


Figura 11 – Os três planos do espaço (WHITTLE, 2007)

Os gestos motores do corpo humano ocorrem em mais de um plano e em eixos perpendiculares ao movimento e por convenção, os movimentos articulares são definidos com relação à posição anatômica, porém os movimentos da marcha humana, na sua maioria ocorrem no Plano Sagital (WHITTLE, 2007), foco deste trabalho.

Segundo (WHITTLE, 2007) os planos do espaço são descritos a seguir:

Plano Sagital é um plano imaginário com orientação paralela à sutura sagital do crânio; divide o corpo em duas metades externas iguais, direita e esquerda, lembrando que internamente a simetria não ocorre, como na posição de órgãos como o fígado, o baço, a vesícula biliar e entre os dois hemisférios cerebrais.

Plano Frontal são todos os planos verticais com trajeto paralelo à sutura coronal do crânio. O plano frontal divide o corpo em duas metades diferentes, anterior e posterior.

Plano Transversal são todos os planos que cortam o corpo horizontalmente. Divide o corpo em duas metades diferentes, superior e inferior.

3.4 CINEMÁTICA ANGULAR

Segundo (SAUNDERS, 1953), para a eficiência e conservação de energia durante a marcha, o deslocamento vertical do centro de gravidade deve ser minimizado. Determinantes da marcha são estratégias de movimento que reduzem a magnitude dos deslocamentos do centro de gravidade que se tornam fundamentais para o estudo da cinemática na marcha humana. Mensurar os ângulos articulares dos membros inferiores e pelve, nos três planos de referência anatômica, nos movimentos de flexão e extensão, juntamente com o deslocamento do centro de massa, auxiliam na identificação de desequilíbrios locais ou globais, nos padrões da marcha e suas causas.

3.5 SISTEMAS DE COORDENADAS

Para melhor análise cinemática da marcha, vários sistemas de coordenadas, interligadas com as principais articulações são utilizados, conforme ilustra a Figura 12.

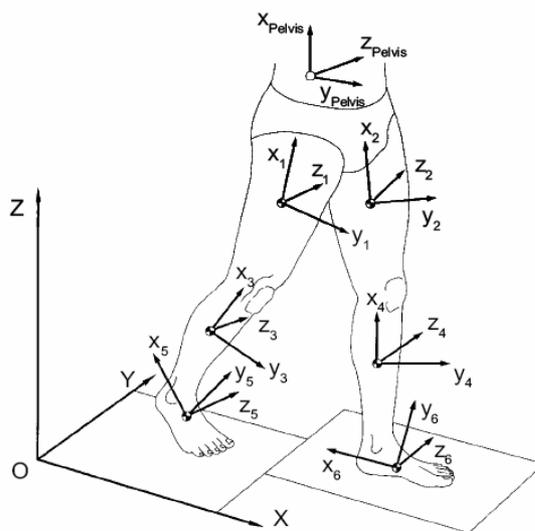


Figura 12 – Cinemática – sistema de coordenadas (SAUNDERS, 1953)

Neste trabalho, são apresentadas as relações entre os referenciais que são utilizados no estudo da marcha humana e as técnicas para se obter a estimação de valores de posicionamento, em função do tempo. Estudos sobre robótica industrial utilizam dos mesmos conceitos, em relação ao sistema de coordenadas e são discutidos a seguir e retomados no capítulo 6.2 - MODELAGEM DINÂMICA DO MEMS MPU6050.

3.5.1 SISTEMA DE EIXOS

Os sistemas de eixos e coordenadas utilizados são diretos e ortogonais, onde o sentido positivo dos ângulos é medido pela convenção no sentido anti-horário, ilustrado na Figura 13 a seguir.

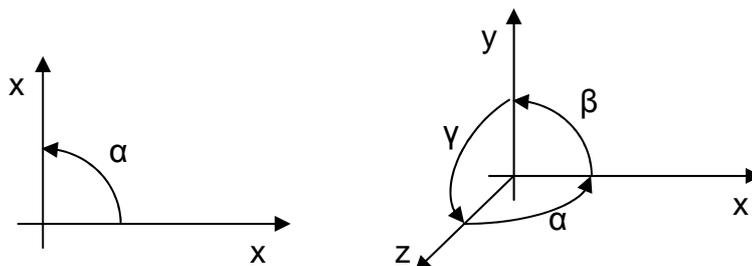


Figura 13 – Sistema de coordenadas em duas e três dimensões

3.5.2 VETORES E MATRIZES

Um ponto no plano é representado por um vetor de duas coordenadas, ou três, se estiver no espaço. O termo vetor está associado ao conceito de movimento ou deslocamento em uma direção e sentido. Quando se referem às coordenadas de um vetor, sua referência é aplicada como a origem de um sistema de eixos. Um ponto fixo no espaço e um vetor, apesar de representarem conceitos distintos são representados na forma matricial pelo mesmo sistema de coordenadas.

$$\vec{r} = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$P = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

A Figura 14, a seguir ilustra a representação de um ponto e um vetor, bem como um exemplo de soma entre um vetor e um ponto no plano.

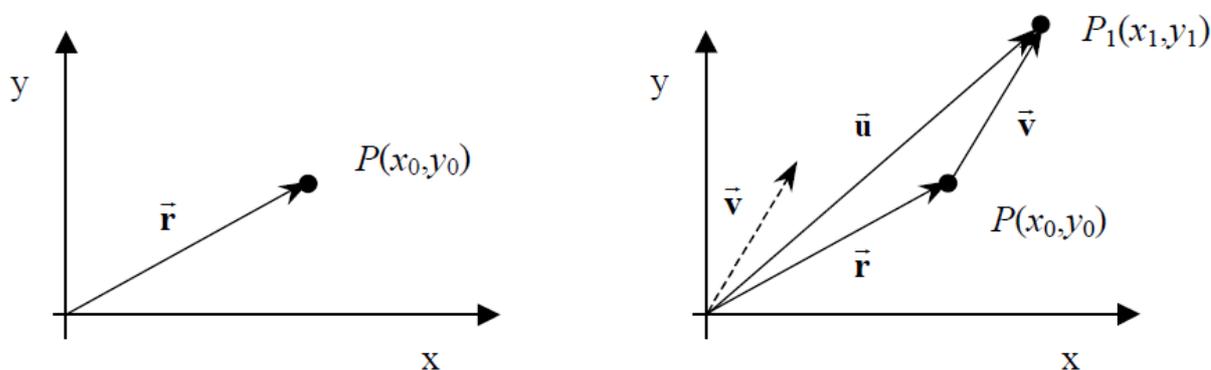


Figura 14 – Ponto e vetor no plano - Soma de produto com vetor

A soma de um vetor com um ponto resulta em outro ponto ($P_1 \vec{=} P + v$).

3.5.3 TRANSFORMAÇÕES GEOMÉTRICAS

Uma transformação geométrica é definida como uma correspondência, um a um, entre pontos de um mesmo plano ou de planos diferentes. Algumas transformações recebem nomes especiais por apresentarem algumas características específicas. Neste trabalho são utilizadas transformações que quando aplicadas a figuras do plano não alteram suas medidas. Essas transformações são definidas como isométricas e são utilizadas neste trabalho, dois tipos específicos, translação e rotação.

3.5.3.1 Translação

A translação é uma transformação geométrica do tipo isométrica definida como o resultado de um deslocamento de um ponto, sem giro, de uma posição à outra. Uma translação fica determinada por uma direção, um sentido e uma distância.

Qualquer ponto no espaço pode ter coordenadas diferentes, dependendo do seu referencial. Sendo dois referenciais diferentes, designados por **Q** e **R**, um

mesmo ponto **p** pode ser representado em relação ao outro por $Q_p = \begin{bmatrix} Q_{Px} \\ Q_{Py} \\ Q_{Pz} \end{bmatrix}$ e

$R_p = \begin{bmatrix} R_{Px} \\ R_{Py} \\ R_{Pz} \end{bmatrix}$, conforme ilustra a Figura 15 a seguir.

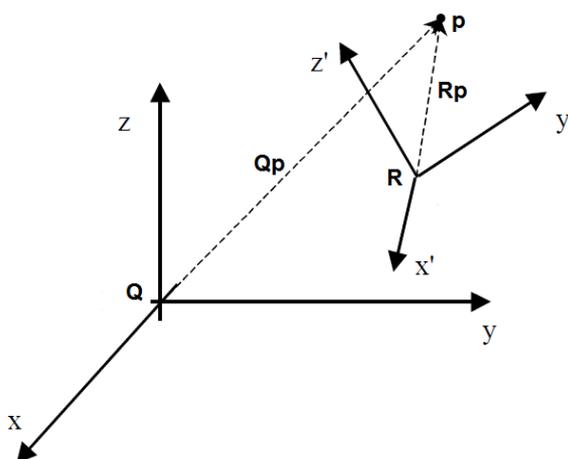


Figura 15 – Representação de um ponto por dois referenciais diferentes

Movimentar um ponto no espaço significa alterar suas coordenadas em relação a um mesmo referencial fixo. Esse processo é denominado de translação no espaço e geometricamente é definido pela adição ou subtração de vetores.

Na Figura 16, a seguir é possível definir a translação de q_1 para q_2 , como:

$$q_2 = q_1 + p \quad (5)$$

Da mesma forma tem-se:

$$p = q_2 - q_1 \quad (6)$$

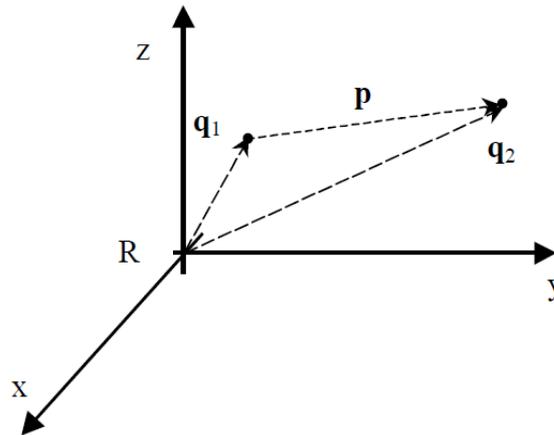


Figura 16 – Representação da translação de um ponto no espaço

As coordenadas no ponto q_2 são dadas por:

$$q_2 = \begin{bmatrix} q_{2x} \\ q_{2y} \\ q_{2z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_{1x} \\ q_{1y} \\ q_{1z} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{bmatrix} \quad (7)$$

A transformação genérica de um ponto em um plano pode ser representada de forma matricial por:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \end{bmatrix} \quad (8)$$

Sendo T a matriz quadrada definida por $T = \begin{bmatrix} a & b \\ c & d \end{bmatrix}$ e por p o vetor utilizado na expressão anterior, a translação é obtida fazendo T matriz identidade e p o vetor de translação. No caso particular, ao utilizar como exemplo $p = \vec{0} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}$ (vetor nulo) e

$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$ (matriz identidade), aplicando a propriedade anterior:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (9)$$

Nesse caso não houve translação e nem qualquer transformação geométrica.

3.5.3.2 Rotação

A rotação é uma transformação geométrica do tipo isométrica. Assim como a translação, não modifica as dimensões originais e é definida pela transformação, por movimento angular, em torno de um ou mais eixos, mantendo o ponto de origem do sistema de coordenadas (SANTOS, 2004).

Se utilizar agora $T = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}$ e aplicando a propriedade anterior, o resultado se refere à rotação de 90 graus, em torno da origem do sistema de coordenadas e está ilustrada na Figura 17.

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -y_1 \\ x_1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

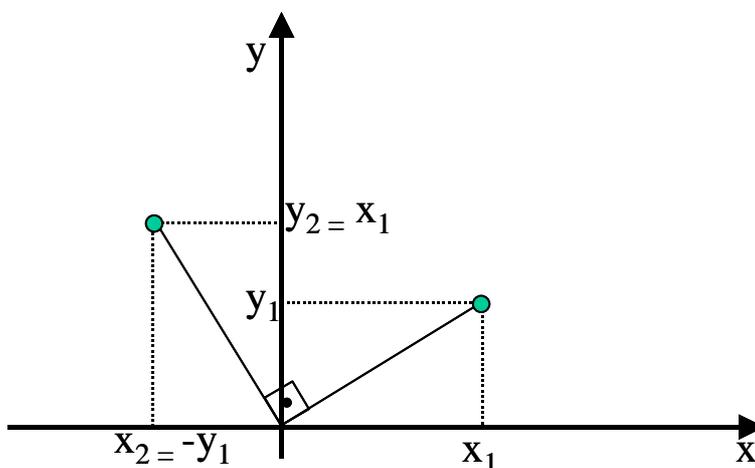


Figura 17 – Rotação de 90 graus de um ponto no plano

Uma situação de rotação em um ângulo genérico é ilustrada na Figura 18.

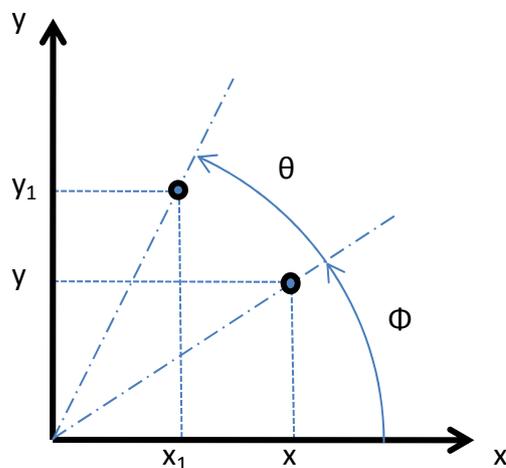


Figura 18 – Rotação em ângulo genérico de um ponto no plano

3.5.3.3 Ângulos de Euler

A modelagem do giroscópio pode ser produzida por várias técnicas para representar as possíveis rotações de sistemas de coordenadas. Uma das técnicas utilizada neste trabalho se aplica aos ângulos de Euler, representados por uma matriz de rotação. Na representação de rotação por ângulos de Euler considera-se que a matriz de rotação seja formada pelo produto de matrizes de rotação independentes, para cada um dos eixos de um sistema Cartesiano tridimensional. Considerando que as matrizes associadas a cada um dos eixos sejam dadas por $R_x(\omega)$, $R_y(\phi)$ e $R_z(\kappa)$, os ângulos ω , ϕ e κ , associados respectivamente aos eixos X, Y e Z, são os ângulos de Euler que também podem ser representados pelos termos de rolagem, arfagem e guinada (*yaw/pitch/roll*) (INVENSENSE, 2012). Adotando-se um sistema de referência e um sentido para a contagem dos ângulos, podem-se obter as matrizes de rotação $R_x(\omega)$, $R_y(\phi)$ e $R_z(\kappa)$.

A Figura 19 mostra as rotações anti-horárias em torno de cada um dos eixos X, Y e Z de um sistema de coordenadas.

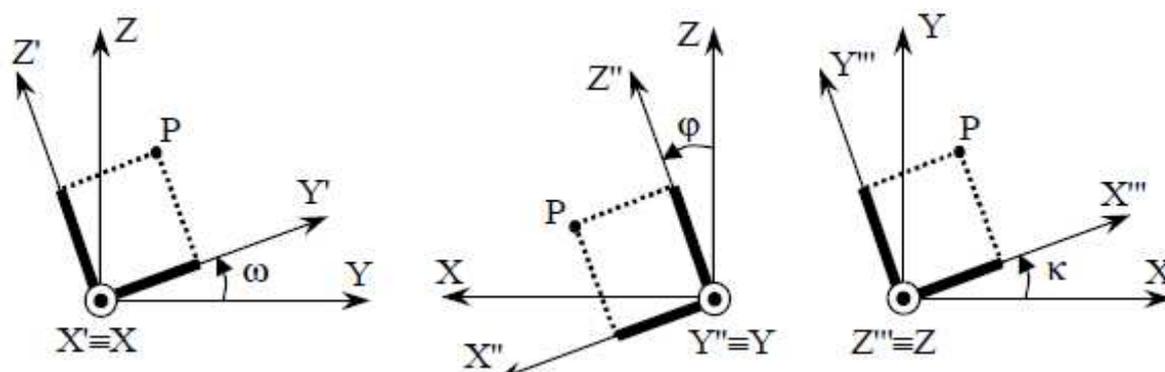


Figura 19 – Sistema Cartesiano e os ângulos de Euler

A partir destas rotações podem-se relacionar as coordenadas do ponto P em cada um dos sistemas (X', Y', Z') , (X'', Y'', Z'') e (X''', Y''', Z''') com as componentes (X, Y, Z) e com os respectivos ângulos de Euler $(\omega, \varphi, \kappa)$, por simples relações trigonométricas. Deste modo, as coordenadas do ponto P, em cada um dos sistemas são calculadas na forma matricial por:

$$\begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix} = R_x(\omega) \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}, \quad \begin{bmatrix} X'' \\ Y'' \\ Z'' \end{bmatrix} = R_y(\varphi) \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}, \quad \text{e} \quad \begin{bmatrix} X''' \\ Y''' \\ Z''' \end{bmatrix} = R_z(\kappa) \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad (11)$$

onde as matrizes $R_x(\omega)$, $R_y(\varphi)$ e $R_z(\kappa)$ são dadas por:

$$R_x(\omega) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \omega & \sin \omega \\ 0 & -\sin \omega & \cos \omega \end{bmatrix}, \quad R_y(\varphi) = \begin{bmatrix} \cos \varphi & 0 & -\sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{bmatrix} \quad \text{e} \quad R_z(\kappa) = \begin{bmatrix} \cos \kappa & \sin \kappa & 0 \\ -\sin \kappa & \cos \kappa & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Como o produto de matrizes é não comutativo, a ordem das rotações intermediárias, no caso de rotações sucessivas, afeta a matriz resultante. Assim, assumindo uma rotação inicial dada por $R_x(\omega)$, uma secundária por $R_y(\varphi)$ e uma rotação final dada por $R_z(\kappa)$, a matriz de rotação resultante, ou seja:

$R_{\omega\varphi\kappa} = R_z(\kappa) R_y(\varphi) R_x(\omega)$, pode ser escrita por: $R_x(\omega)$, $R_y(\varphi)$ e $R_z(\kappa)$

$$R_{\omega\varphi\kappa} = \begin{bmatrix} \cos\varphi \cdot \cos\kappa & \sin\omega \cdot \sin\varphi \cdot \cos\kappa + \cos\omega \cdot \sin\kappa & -\cos\omega \cdot \sin\varphi \cdot \cos\kappa + \sin\omega \cdot \sin\kappa \\ -\cos\varphi \cdot \sin\kappa & -\sin\omega \cdot \sin\varphi \cdot \sin\kappa + \cos\omega \cdot \cos\kappa & \cos\omega \cdot \sin\varphi \cdot \sin\kappa + \sin\omega \cdot \cos\kappa \\ \sin\varphi & -\sin\omega \cdot \cos\varphi & \cos\omega \cdot \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (12)$$

Essa matriz é ortogonal e em consequência:

$$R_{\omega\varphi\kappa}^{-1} = R_{\omega\varphi\kappa}^T \quad (13)$$

A matriz $R_{\omega\varphi\kappa} = R$ possui nove elementos e algumas condições que garantem a ortogonalidade podem ser observadas. Considerando R escrita como:

$$R = [\vec{r}_1, \vec{r}_2, \vec{r}_3], \text{ onde } \vec{r}_i = (i = \{1,2,3\}) \quad (14)$$

São vetores colunas pode-se escrever:

$$\vec{r}_i \cdot \vec{r}_j = \begin{cases} 1 & \text{para } i=j \\ 0 & \text{para } i \neq j \end{cases} \quad (15)$$

As condições dadas são equivalentes a ter vetores coluna de norma unitária, mutuamente ortogonais, sendo estas condições válidas também para os vetores linha.

As técnicas de transformações geométricas de translação, rotação e o estudo dos ângulos de Euler são retomadas no capítulo 6 - MODELAGEM DINÂMICA, pág. 71.

3.5.3.4 Quatérnions

A representação no espaço pelos ângulos de Euler pode ser substituída utilizando-se a técnica dos quatérnions. Segundo (SANTOS, 2004) os quatérnions foram idealizados por William Hamilton e são definidos no espaço como um vetor de dimensão quatro R^4 , ou como um número complexo com três unidades imaginárias. Considerando o escalar 1 e os vetores $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$ como base do espaço de quatérnions pode-se representar um quatérnion genérico por:

$$\hat{q} = q + q_x \vec{i} + q_y \vec{j} + q_z \vec{k} = q + \vec{q} = (q, \vec{q}) = (q, q_x, q_y, q_z) \quad (16)$$

onde q, q_x, q_y, q_z são escalares reais e q_x, q_y e q_z são componentes do vetor \vec{q} .

Assim como no caso de números complexos na forma $z=a+bj$, no qual j é a unidade imaginária ($j^2 = -1$), os três componentes imaginários do quatérnion, denominados imaginários principais possuem a mesma propriedade. Além desta propriedade os produtos, dois a dois, de $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$, seguem a mesma regra do produto vetorial. Deste modo podem-se admitir as seguintes relações:

$$\vec{i}^2 = \vec{j}^2 = \vec{k}^2 = -1 \quad (17)$$

$$ij = -ji = k, ki = -ik = j, jk = -kj = i, ijk = -1 \quad (18)$$

Da mesma maneira que operações com números complexos podem ser interpretadas em termos de operações geométricas no plano, operações com quatérnions podem ser interpretadas em termos de operações geométricas no espaço. Aplicações que utilizam operações com quatérnions são muito frequentes em Computação Gráfica e Robótica, devido ao fato de apresentarem grandes vantagens numéricas e terem um menor custo computacional em suas relações com as rotações no espaço (SANTOS, 2004), técnica que está também relacionada na utilização de sensores inerciais, aplicada neste trabalho.

4 ACELERÔMETROS, GIROSCÓPIOS E PÊNDULOS

Neste capítulo são descritos os princípios de funcionamento dos sensores inerciais e a modelagem matemática que descreve os movimentos de um pêndulo simples.

4.1 ACELEROMETRIA

A acelerometria é um método de análise cinemática do movimento. Em análises biomecânicas, permite medir as acelerações provocadas e sofridas pelo corpo humano. Em grande parte dos estudos atuais, utilizam-se sensores dos tipos acelerômetros (PERRY, 2005) e giroscópios (KIONIX, 2012), os quais detectam o movimento produzido por mudança na velocidade, ou no padrão de movimentos corporais.

4.1.1 ACELERÔMETROS

Os acelerômetros são sensores ou transdutores que medem acelerações aplicadas em um ou mais eixos. Segundo (PAZOS, 2002), transdutor é um dispositivo que transforma uma forma de energia em um sinal elétrico, adequado para fins de medidas, através de uma relação conhecida. O transdutor é um sistema completo que produz um sinal elétrico de saída que representa a grandeza física sendo medida. O sensor é apenas a parte sensível do transdutor que se complementa com um circuito eletrônico para a geração desse sinal elétrico.

Há uma gama de diferentes tipos de acelerômetros, estes incluem cristais piezoelétricos, sensores piezo resistivos, transdutores de forças, sensores eletrônicos e acelerômetros piezoelétricos com capacitância variável (KIONIX, 2012).

O mecanismo básico para medir a aceleração é descrito nos termos de um sistema massa-mola que se encontra no interior de um sensor. Sempre que o conjunto acelera, a inércia faz com que a massa resista, conforme descrito na Figura 20, a seguir:

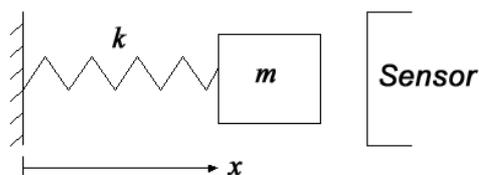


Figura 20 - Sistema massa-mola, com sensor para medir o deslocamento.

A força exercida pela massa é equilibrada pela mola e, como o deslocamento permitido pela mola é proporcional à força aplicada, a aceleração do corpo é proporcional ao deslocamento da massa-mola, conforme os princípios da Lei de Hooke e considerando que as forças e acelerações ocorrem na direção do eixo x :

$$F=kx \quad (19)$$

E da Segunda Lei de Newton:

$$F=ma \quad (20)$$

Onde k = Constante Elástica da mola [N/m], F = Força [N], m = massa [Kg],
 a = aceleração [m/s^2], x = deslocamento [m].

Estes conceitos são retomados no capítulo 6.2.1 - Modelagem do acelerômetro no MPU6050, pág. 76.

O foco deste trabalho é o uso de acelerômetros e giroscópios que utilizam tecnologia *MEMS*, na qual os sensores são integrados em um único chip, diminuindo sensivelmente o nível de ruído e também o custo de fabricação. Ao invés de utilizar mola, um sensor acelerômetro *MEMS* utiliza um sistema de flexão dupla, onde sensores capacitivos medem o deslocamento de uma massa de prova e enviam uma informação de saída (aceleração da massa de prova), através de um sinal elétrico.

A Figura 21 ilustra o diagrama de um acelerômetro *MEMS*.

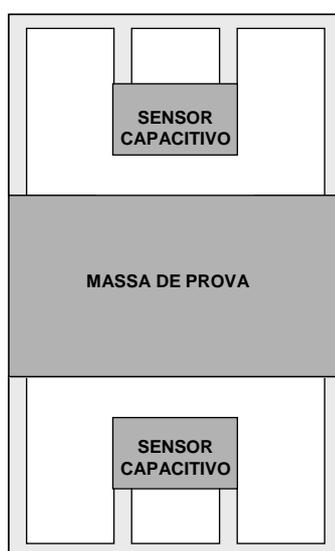


Figura 21 – Acelerômetro *MEMS* – adaptado de (STMICROELECTRONICS, 2012)

Recentemente, também são fabricados em um mesmo *IMU*, além de acelerômetros e giroscópios, sensores magnetômetros, mas estes não são contemplados neste trabalho, pois verificou-se que acelerômetros e giroscópios fornecem bons resultados para a medição de parâmetros da marcha humana, dispensando o uso de magnetômetros, o que reduz o custo final de aplicação.

O princípio de funcionamento dos acelerômetros se faz a partir da movimentação do segmento, ou local onde o sensor foi fixado, que com sua inércia, em relação a uma base fixa no seu interior é detectada e transformada em um sinal elétrico (KIONIX, 2012).

A tecnologia dos sistemas *MEMS* explora as propriedades mecânicas do silício em direções distintas, são sensíveis, compactos de baixo custo e permitem acrescentar novas capacidades aos produtos, tornando-os mais funcionais e seguros. Um acelerômetro *MEMS* é composto por dedos interligados, semelhante a um pente. O pente tem duas partes, uma fixa e uma parte móvel. Eles formam a base de sensores inerciais e podem ser construídos em formatos lineares e radiais. A família dos sensores *MEMS*, inclui acelerômetros que podem medir a aceleração em um eixo (axial), dois eixos (bi-axial), ou três eixos (tri-axial).

A aceleração é obtida, através da medição dos deslocamentos de elementos móveis, que estão associados aos eixos. A diferença de potencial aplicada nas duas partes resulta em uma força eletrostática atrativa que puxa os pentes juntos, conforme ilustrado na Figura 22. O movimento medido pelo sensor é então convertido por um transdutor, em um sinal analógico, ou digital (ST, 2012).

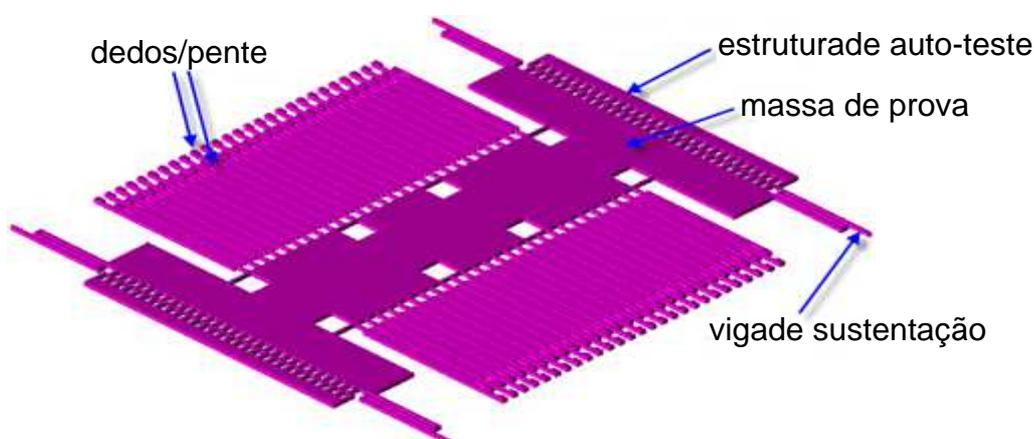


Figura 22 – Acelerômetro *MEMS* bi-axial (KIONIX, 2012)

Em algumas aplicações, em que a aceleração de um sistema ao longo do tempo consiste quase que apenas pela componente gravitacional, um acelerômetro pode ser usado para medir o ângulo de inclinação em função do tempo. Tais aplicações incluem jogos, detecção de horizonte em câmeras digitais, e detecção da orientação de um dispositivo, em aplicações industriais e médicas. Aplicações de proteção também, se tornam possíveis graças aos acelerômetros; em veículos, é cada vez mais comum o seu uso no acionamento de *airbags* e para *laptops*, em que

a queda deste faz com que o acelerômetro informe o fato ao sistema operacional e este ative um procedimento de proteção dos dados (KIONIX, 2012).

A Figura 23 ilustra a componente gravitacional, presente no terceiro eixo. No caso de um acelerômetro bi-axial, a ausência dessa componente indica a posição estática horizontal do objeto (KIONIX, 2012).

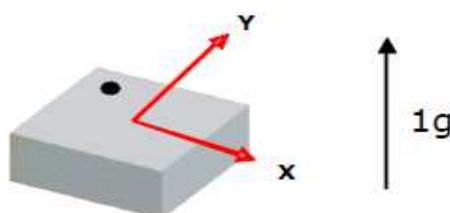


Figura 23 - Acelerômetro *MEMS* bi-axial na posição horizontal.

Quando um objeto está em repouso, os sinais do acelerômetro indicam sua aceleração estática, medida através da projeção da aceleração da gravidade sobre os eixos do acelerômetro para determinar o ângulo de inclinação desse objeto. No entanto, considerando-se aplicações com o objeto em movimento, o problema complica-se, devido essencialmente à mistura entre a componente gravitacional e de aceleração dinâmica, o que altera a orientação do referencial do acelerômetro. Com um único acelerômetro, esta separação não pode ser feita com a eficiência necessária para a medição de deslocamentos. Para medições dos parâmetros da marcha que envolvam o deslocamento do referencial do acelerômetro, o uso de técnicas de transformações do sistema de referência são necessárias, conforme detalhado anteriormente.

4.1.1.1 Especificação de acelerômetros *MEMS* analógicos e digitais

Conhecer os valores dos parâmetros informados por um fabricante de acelerômetros *MEMS* é fundamental para se obter os resultados, objetivos deste trabalho, em relação ao estudo da marcha humana.

Acelerômetros analógicos produzem um nível de tensão dentro de uma faixa pré-definida, que deve ser convertida para um valor digital, usando um *ADC* (conversor analógico-digital), ou em geral é comum utilizar entradas analógicas de um microcontrolador, que faz diretamente essa conversão. Acelerômetros digitais fornecem seus resultados, sem a necessidade de conversões, usando um protocolo serial como *I²C - Inter-Integrated Circuit*, *SPI - Serial Peripheral Interface*, ou *USART - Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*. Para se projetar dispositivos monitorados por acelerômetros são considerados os parâmetros a seguir (KIONIX, 2012).

Faixa de medição é o nível de aceleração suportada pelas especificações do sinal de saída do sensor, normalmente especificada em $\pm g$ [$\pm 9,8$ m/s.s]. Este é o maior valor de aceleração que o sensor pode medir e representar com precisão em sua saída. Por exemplo, um acelerômetro de $\pm 3 g$, sua resposta de saída é linear com acelerações de até $\pm 3 g$.

Sensibilidade é a relação entre a mudança de aceleração (na entrada) e a alteração no sinal de saída. Isso define o relacionamento linear, entre aceleração e a resposta de saída. A sensibilidade é especificada com uma tensão de alimentação em particular e é tipicamente expressa em unidades de *mV/g* para os acelerômetros analógicos, *LSB/g*, ou *LSB/mg* (*Least Significant bit*, ou variação do bit menos significativo) para os digitais e saídas acelerômetros. São geralmente especificados em um intervalo (mínimo, típico, máximo), ou como um valor típico e porcentagem de desvio.

Alteração da sensibilidade em função da temperatura é especificado como uma variação em % por °C. Os efeitos da temperatura são causadas por uma combinação de tensões mecânicas e coeficientes de temperatura do circuito.

Não linearidade é a relação entre a tensão e aceleração linear e é descrito pela sensibilidade do dispositivo. Não-linearidade é uma medida do desvio de uma sensibilidade perfeitamente constante, especificado como uma percentagem em relação a qualquer faixa larga escala ($\%FSR$), ou \pm escala total ($\%FS$). Normalmente tem-se a seguinte relação:

$$FSR = 2 FS \quad (21)$$

Segundo (STMICROELECTRONICS, 2012), a não-linearidade de dispositivos analógicos acelerômetros é baixa o suficiente para que ela possa ser muitas vezes ignorada.

Zero-polarização de Nível (Zero-g) especifica o **nível de polarização de nível de saída**, quando não há nenhuma aceleração (entrada zero, ou seja, o sensor em repouso). Sensores analógicos expressam em *volts (V)*, ou *mili-volts (mV)* e sensores digitais em códigos (*LSB*). O parâmetro “zero-g” é especificada em uma tensão de alimentação especial e é tipicamente simétrica (na maioria das vezes, o “zero-g” é nominalmente metade da tensão de alimentação). Esse parâmetro deve ser ajustado antes de se efetuar qualquer medição, sendo este procedimento chamado de ajuste de *offset*, ou ajuste de zero.

Desvio de saída, também chamado erro de polarização inicial, é especificado a 25°C quer em termos de erro de aceleração (*g*), ou o sinal de saída: *mV* para sensores analógicos e *LSB* para sensores digitais.

Sensibilidade da tensão de polarização é a alteração no “zero-polarização de nível” no que diz respeito a alterações na fonte de alimentação. As unidades para este parâmetro são tipicamente, *mg / V*, ou *LSB / V*.

Densidade de ruído, em $\mu\text{g} / R_T (\text{Hz})$ medido em *RMS* é o valor quadrático médio da densidade espectral de potência da produção de ruído.

Ruído total é o desvio aleatório a partir da saída ideal e é igual ao produto da densidade de ruído pela raiz quadrada da largura de banda de ruído. As unidades para este parâmetro são tipicamente *mg-RMS*. O ruído total é determinado pela equação:

$$R_T = \text{Densidade_de_Ruido} * (BW * 1.6)^{0,5} \quad (22)$$

onde *BW* é a largura de banda acelerômetro, criado por capacitores nas saídas do acelerômetro.

Taxa de saída de dados, em acelerômetros digitais, define a taxa na qual os dados são amostrados. Largura de banda é o sinal de frequência mais alta que pode ser amostrados sem perdas. Por critério de amostragem de Nyquist, a largura de banda é a metade a taxa de dados de saída. Em acelerômetros analógicos, a largura de banda é definida como a frequência do sinal a qual a resposta seja a -3 *dB* da resposta à aceleração (STMICROELECTRONICS, 2012).

4.1.2 GIROSCÓPIOS

O giroscópio inventado por Léon Foucault em 1852 (HALLIDAY, 2009), consiste essencialmente em uma roda livre, ou várias rodas, para girar em qualquer direção e com a propriedade de se opor a qualquer tentativa de mudar sua direção original. Exemplo facilmente observável é que, ao girar a roda de uma bicicleta no ar e tentar mudar a direção de seu eixo bruscamente, percebe-se uma enorme reação. Os giroscópios utilizados nos dispositivos *MEMS* utilizam sistemas de vibração e ressonância, substituindo as peças rotativas dos modelos convencionais, conforme ilustra a Figura 24 a seguir.

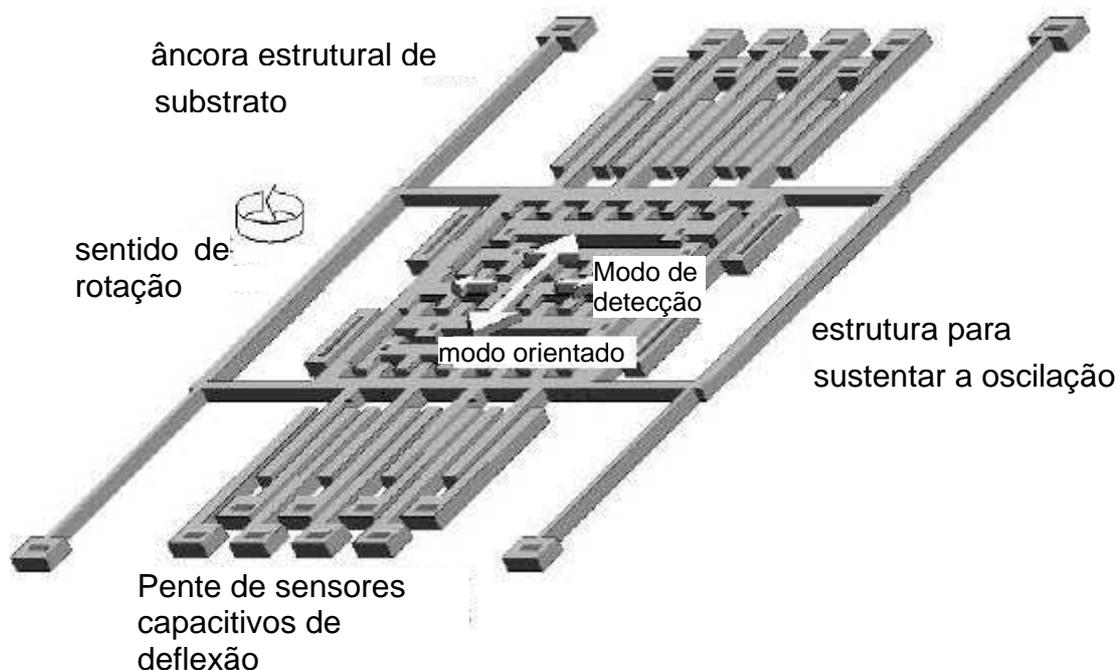


Figura 24 – Giroscópio *MEMS* (ST, 2012)

Dessa maneira, o giroscópio serve como referência de direção, mas não de posição. Ou seja, é possível movimentar um giroscópio normalmente no espaço sem qualquer trabalho, além do necessário para transportar sua massa. A resistência surge contrária às forças que nele atuam, de maneira a rotacionar seu eixo a uma direção não paralela à sua posição original. Assim, em um veículo munido de um giroscópio e sensores apropriados, é possível medir com precisão, qualquer

mudança em sua orientação, exceto rotações que ocorram no plano angular dos discos do giroscópio. Por essa razão, normalmente são utilizados dois giroscópios perpendiculares, de forma detectar a possibilidade de variação na orientação. Um método comum para a determinação da inclinação de um sistema consiste em integrar a saída de um giroscópio. Embora este método seja simples, o erro associado à estabilidade de polarização nula pode rapidamente crescer, quando o período de integração é aumentado, provocando uma rotação aparente mesmo quando o dispositivo está parado (ST, 2012).

Os sistemas de coordenadas associados aos acelerômetros e giroscópios, e suas transformações pelos movimentos de translação e rotação são apresentados no capítulo 3.5 - SISTEMAS DE COORDENADAS, pág. 37 e retomados no capítulo 6.2 -MODELAGEM DINÂMICA DO *MEMS* MPU6050, pág. 75.

4.1.2.1 Especificação de giroscópios *MEMS*

Assim como os acelerômetros *MEMS*, os giroscópios são fabricados em modelos digitais e analógicos. Neste trabalho é utilizado apenas um giroscópio digital, devido à maior confiabilidade e menor ruído, em relação ao analógico.

A família completa de giroscópios digitais *MEMS* consiste em modelos de um eixo (axial), dois eixos (bi-axial), ou três eixos (tri-axial) e oferece grande faixa de sensibilidade fim-de-escala. Hoje varia de 60 a 6.000 °/s (graus por segundo), com escalas programáveis em alguns modelos. A variação de temperatura e tempo deve ser considerada, com uma faixa normalmente menor que 0,05°/s/°C (graus por segundo por grau Celsius) para o nível estático, eliminando a necessidade de maior compensação de temperatura nas aplicações. A precisão das medições é garantida com o nível insignificante de ruído (aplicações típicas) no sinal de saída $((0.014^\circ/\text{s})^{0,5}$ (Hz) a 30°/s de fim-de-escala). Os giroscópios *MEMS* de alto desempenho são resistentes ao estresse mecânico, além de poder operar em tensões entre 2,7V e 3,6 V.

4.2 PÊNDULOS

Várias publicações sobre o estudo da marcha humana citam pêndulos como dispositivos de referência, devido à similaridade com os movimentos da marcha humana e facilidade de se avaliar seu comportamento posicional em função do tempo, comparando as informações coletadas pelos sensores inerciais, de forma simultânea em que as coletadas por outros métodos conhecidos e precisos, comprovando a eficiência do método utilizado. Essas publicações são discutidas no capítulo 2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.

O movimento de um corpo é classificado como sendo movimento harmônico simples, se a sua aceleração em direção a um ponto particular é diretamente proporcional ao seu deslocamento, a partir desse ponto. É a partir desta teoria do movimento, que alguns autores (BAGALÀ, 2012) e (GODFREY, 2007) derivam os requisitos para se utilizar os fundamentos do pêndulo, no estudo da marcha humana. Um pêndulo simples é definido como uma partícula de massa m suspensa do ponto “O” por um fio inextensível de comprimento l e de massa desprezível (HALLIDAY, 2009). Considerando a partícula de massa desprezível, quando ela é deslocada da posição θ_0 (ângulo que faz o fio com a vertical) e logo é solta, o pêndulo começa a oscilar. Em um pendulo simples não são consideradas as forças dissipativas. O pêndulo descreve uma trajetória circular, um arco de uma circunferência de raio l , conforme ilustra a Figura 25.

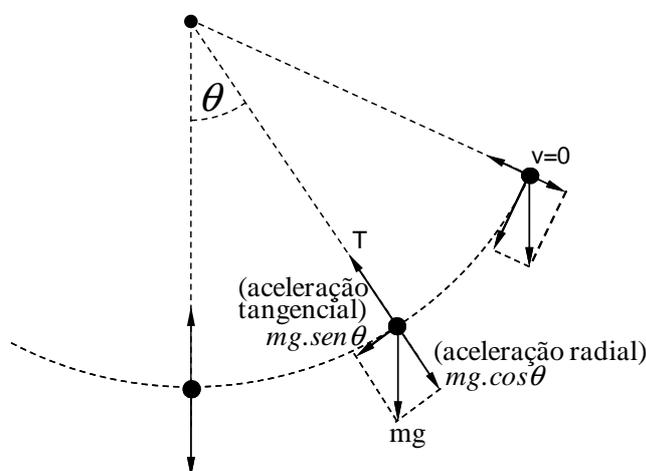


Figura 25 – Pêndulo simples.

As forças que atuam sobre a partícula são:

- peso “ mg ” (produto “massa x aceleração da gravidade (g)”);
- A tensão “ T ” na haste.

O peso é decomposto na ação simultânea de duas componentes, $mg \sin\theta$ na direção tangencial e $mg \cdot \cos\theta$ na direção radial.

A equação do movimento na direção radial e a aceleração da partícula a_r :

$$a_r = v^2/l \quad (23)$$

Dirigida radialmente para o centro de sua trajetória circular, a segunda lei de Newton é escrita:

$$a_r = T - mg \cos\theta \quad (24)$$

Conhecido o valor da velocidade (v) na posição angular θ , é possível determinar a tensão (T) no fio. A tensão (T) no fio é máxima, quando o pêndulo passa pela posição paralela ao eixo vertical:

$$T = mg + v^2/l \quad (25)$$

É mínima, nos extremos de sua trajetória quando a velocidade é zero:

$$T = mg \cos\theta_0 \quad (26)$$

Usando o princípio de conservação da energia, na posição $\theta = \theta_0$ o pêndulo somente tem energia potencial (E_p), que se transforma em energia cinética (E_c) quando o pêndulo passa pela posição de equilíbrio.

A Figura 26 ilustra a relação entre duas posições do pêndulo:

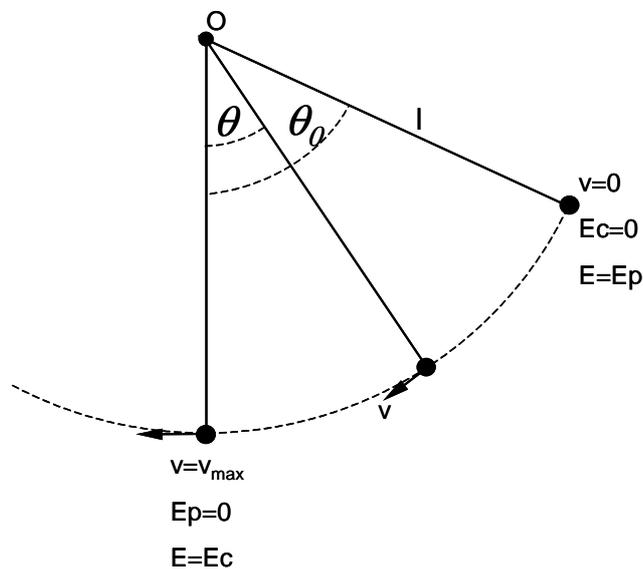


Figura 26 – Relação entre duas posições do pêndulo.

Na posição extrema $\theta = \theta_0$, a energia é somente potencial:

$$E = mg(l - l \cdot \cos \theta_0) \quad (27)$$

Na posição θ , a energia do pêndulo é parte cinética e a outra parte potencial:

$$E = \frac{1}{2}mv^2 + mg(l - l \cdot \cos \theta_0) \quad (28)$$

A energia se conserva:

$$v^2 = 2mgl(\cos \theta - \cos \theta_0) \quad (29)$$

A tensão da corda T:

$$T = mg(3\cos \theta - 2\cos \theta_0) \quad (30)$$

A tensão da corda não é constante, ou seja, varia com a posição angular θ . Seu valor máximo é alcançado quando $\theta = 0$, o pêndulo passa pela posição de equilíbrio e sua velocidade é máxima. Seu valor mínimo, quando $\theta = \theta_0$, onde a velocidade é nula (HALLIDAY, 2009).

A equação do movimento na direção tangencial:

$$a_t = \frac{dv}{dt} \quad (31)$$

A segunda lei de Newton é escrita:

$$a_t = -mg \cdot \text{sen}\theta \quad (32)$$

A relação entre a aceleração tangencial a_t e a aceleração angular α é $a_t = \alpha l$. A equação do movimento é escrita na forma de equação diferencial:

$$\frac{d^2\theta}{dt^2} + \frac{mg}{l} \text{sen}\theta = 0 \quad (33)$$

Quando o ângulo θ é pequeno então, $\text{sen}\theta \approx \theta$, o pêndulo descreve oscilações harmônicas cuja equação é:

$$\theta = \theta_0 \cdot \text{sen}(\omega t + \varphi) \quad (34)$$

A frequência angular $\omega^2 = g/l$, ou do período P.

A modelagem do pêndulo é utilizada em vários artigos, porém a solução proposta adiante neste trabalho foi feita de outra forma e não utiliza a aproximação de ângulos pequenos ($\text{sen}\theta \approx \theta$) e da imprecisão da aproximação, que supõe conservação de energia. Na verdade, energia mecânica se perde devido ao atrito no eixo do pêndulo.

5 PROJETO E CRIAÇÃO DE UM PROTÓTIPO

Neste capítulo, é descrito todo o processo de desenvolvimento de um mecanismo de um pêndulo, cujos movimentos são capturados por um potenciômetro e ao mesmo tempo por um dispositivo *MEMS* contendo em um mesmo chip, um acelerômetro e um giroscópio (ambos tri-axiais). As medições geradas por esses dispositivos são processados para gerar resultados sobre o posicionamento angular do pêndulo, e finalmente comparados com o dispositivo de referência para comprovar a eficiência deste método de estimação, com vista ao uso em medições de parâmetros da marcha humana. O capítulo 6 - MODELAGEM DINÂMICA apresenta as informações referentes à modelagem utilizada neste trabalho e aplicação da ferramenta computacional que gera os sinais resultantes da sensibilização dos sensores. Parte do software produzido neste trabalho tem como base o microcontrolador ATMEL ATMEGA328 (placa Arduino UNO), onde este disponibiliza uma interface I²C para receber os dados enviados pelos sensores inerciais e uma interface analógica para a leitura de um potenciômetro. Nos ensaios realizados, o processamento final é executado em um computador que faz a comparação de forma gráfica, entre as informações recebidas pelo Arduino.

5.1 DISPOSITIVOS *MEMS* UTILIZADOS

Neste trabalho são utilizados sensores inerciais analógicos e digitais, os quais são descritos a seguir.

5.1.1 GIROSCÓPIO ANALÓGICO LPR4150AL

O sensor LPR4150AL é um giroscópio analógico bi-axial, fabricado pela empresa ST Microelectronics, com resolução de ± 1500 °/s por eixo e largura de banda de até 140 Hz. Ele foi usado neste trabalho em uma fase preliminar e está ilustrado na Figura 27 (ST, 2012). Sendo este o único componente utilizado neste trabalho com fornecedor brasileiro, mas com custo bem acima dos praticados por fornecedores internacionais, cada componente custa R\$30,00 (base Maio/2012) e não é fornecido em módulo *IMU*, o que aumenta ainda mais seu custo com a produção de um protótipo para aplicação na medição de parâmetros da marcha humana.

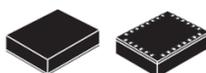


Figura 27 – Giroscópio bi-axial analógico LPR4150AL

As dimensões do LPR4150AL são bem reduzidas (4x5x1 mm), mas é necessária a confecção de um módulo de interface para a correta utilização, seguindo o diagrama recomendado pelo fabricante, conforme ilustra a Figura 28.

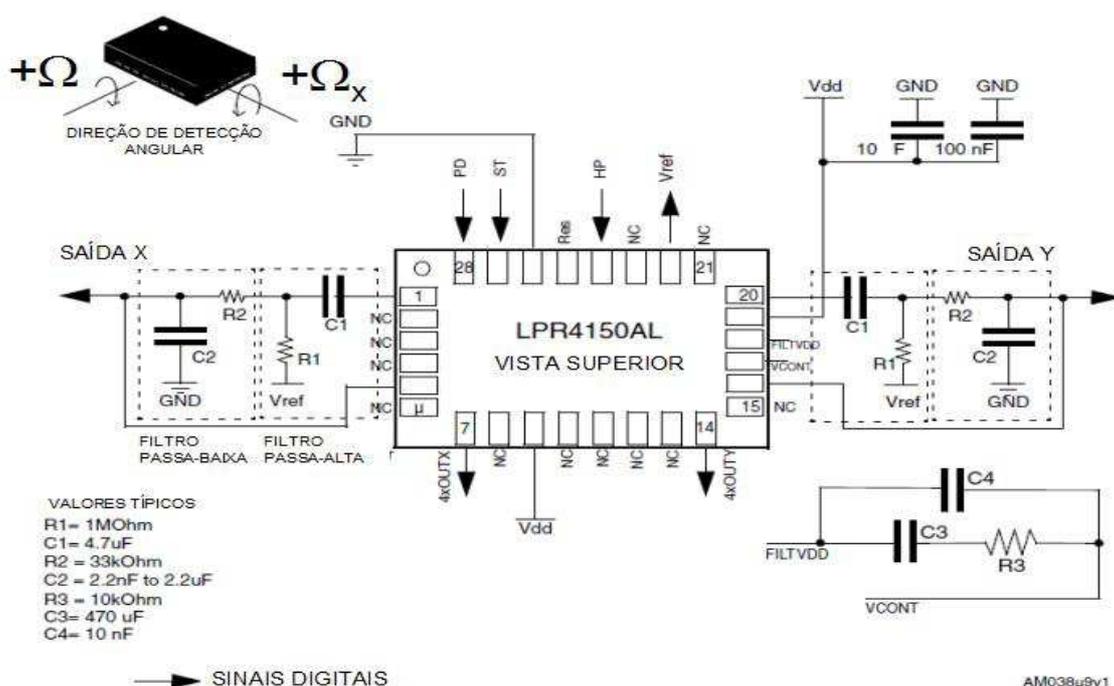


Figura 28 – Diagrama elétrico de conexões do LPR4150AL (ST, 2012)

5.1.2 ACELERÔMETRO DIGITAL MMA7660

O MMA7660 é um módulo *IMU* com base no sensor *MMA7660FC* da *Freescale*. Ele foi usado neste trabalho em uma fase anterior, em conjunto com o giroscópio analógico *LPR4150AL*. O *MMA7660* é ilustrado na Figura 29, com custo de R\$20,00 já com o módulo *IMU* incluso (base Agosto/2012). Possui três eixos acelerômetros, com sensibilidade de saídas digitais de 6 bits na faixa de $\pm 1,5$ g. A comunicação é feita pelo protocolo I^2C , enviando dados a um computador, com velocidade máxima de 115000 bits/s. Ele tem baixo consumo de energia no modo ativo (47 μ A), integrado a um modo *sleep*, no qual a energia é mínima, na ordem de 2 μ A, acionado via programação, quando o dispositivo está estático. Possui também, um filtro passa-baixa interno para minimizar ruído. Por programação, o usuário pode definir a taxa de amostragem, variando de 1 a 120 amostras por segundo. Este dispositivo possui um pino de interrupção (*INT*), onde situações específicas podem gerar um alerta a outro dispositivo, como por exemplo uma aceleração acima de 1,3g significa estado *shaking*, com uma desaceleração brusca é enviado um sinal de ativação de um sistema de *airbag* em um veículo. Alguns fabricantes produzem uma versão de *IMU* adaptada ao uso de protótipos, facilitando o manuseio do componente, que possui dimensões reduzidas, com encapsulamento do tipo *SMD - SURFACE-MOUNT DEVICE* (FREESCALE, 2012).

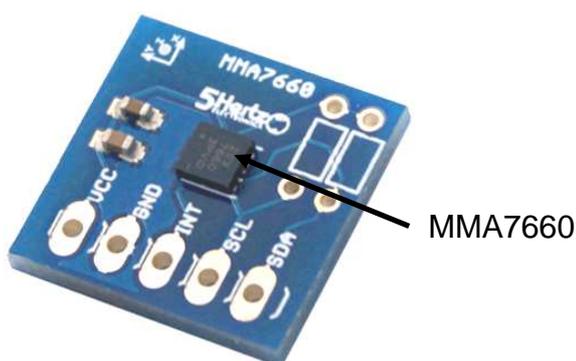


Figura 29 – *IMU* com acelerômetro tri-axial *MMA7660*

5.1.3 ACELERÔMETRO E GIROSCÓPIO MPU-6050

Após testes em dispositivos acelerômetros separados do giroscópio, optou-se por um módulo MPU-6050 de fabricação da empresa *InvenSense Inc*, substituindo o acelerômetro digital MMA7660. O MPU-6050 é um dispositivo integrado de 6 eixos, com dimensões de 4x4x0.9mm, o qual combina um giroscópio de 3 eixos, um acelerômetro de 3 eixos, um sensor de temperatura, e um módulo DMP. O MPU-6050 necessita estar inserido em um circuito eletrônico *IMU*, possibilitando a conexão com um microcontrolador. Seu custo é de R\$25,00 incluindo o conjunto *IMU* (base Setembro/2012), ilustrado na Figura 30 (InvenSense, 2012). Neste trabalho utilizaremos o termo MPU-6050, considerando que está inserido no *IMU* GY521mpu.

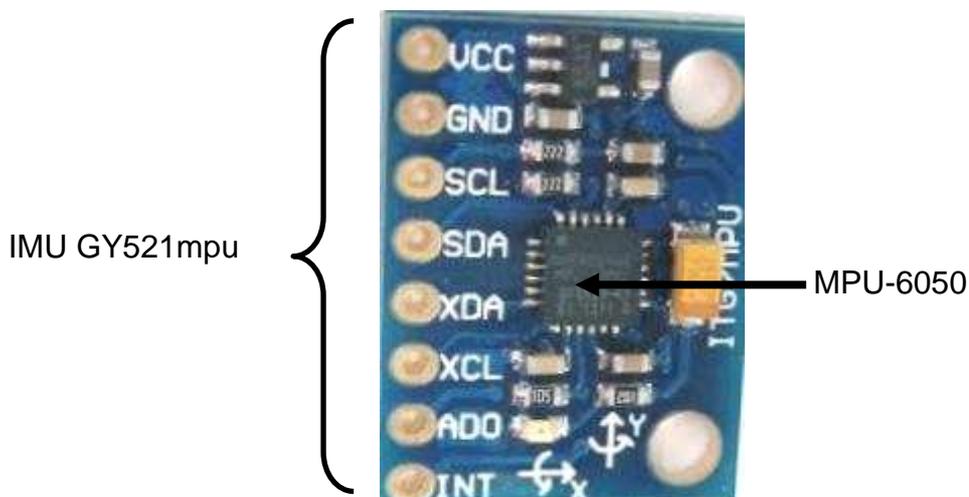


Figura 30 – *IMU GY521mpu* com acelerômetro e giroscópio tri-axial MPU-6050

O MPU-6050 possui três conversores analógico-digital de 16-bit (*ADCs*) para a digitalização das saídas dos eixos giroscópios e três de 16-bit *ADCs* para a digitalização das saídas dos eixos acelerômetros. Para rastreamento de precisão de movimentos, a taxa de amostragem é programada pelo usuário, sendo que no giroscópio a programação completa varia de ± 250 , ± 500 , ± 1000 , e ± 2000 °/s e no acelerômetro, varia na escala de ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g, e ± 16 g (InvenSense, 2012).

A Figura 31, a seguir ilustra o diagrama elétrico do módulo *IMU GY521mpu* utilizado neste trabalho, que contém o MPU-6050. Os resistores R4 e R5 fazem a adaptação da interface I^2C e o componente Q2 é um regulador de tensão com entrada 5V e saída 3,3V. Os capacitores são filtros.

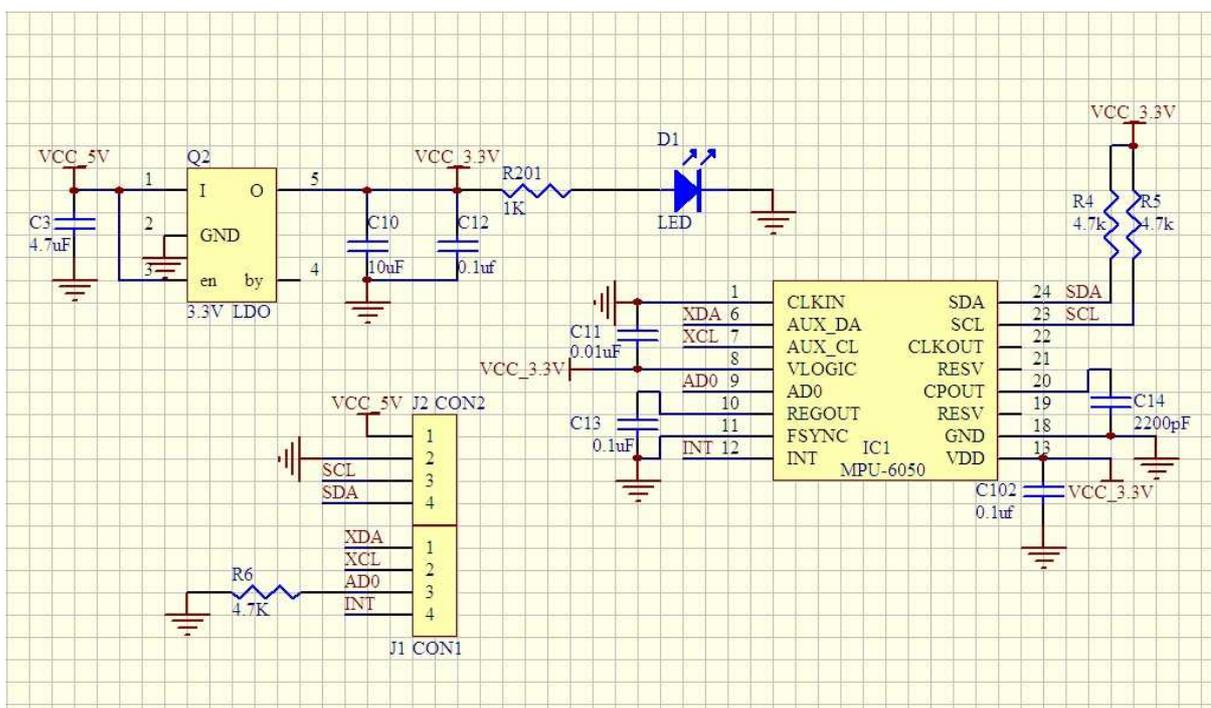


Figura 31 - Diagrama elétrico *IMU GY521mpu* com MPU-6050

<http://www.icstation.com/ebay/IC/GY521mpu-6050.rar>

5.2 CONSTRUÇÃO MECÂNICA

O protótipo construído é ilustrado em sua vista frontal, a seguir na Figura 32, onde a distância entre o eixo e o sensor inercial é de 435 mm e o comprimento da haste é de 520 mm.

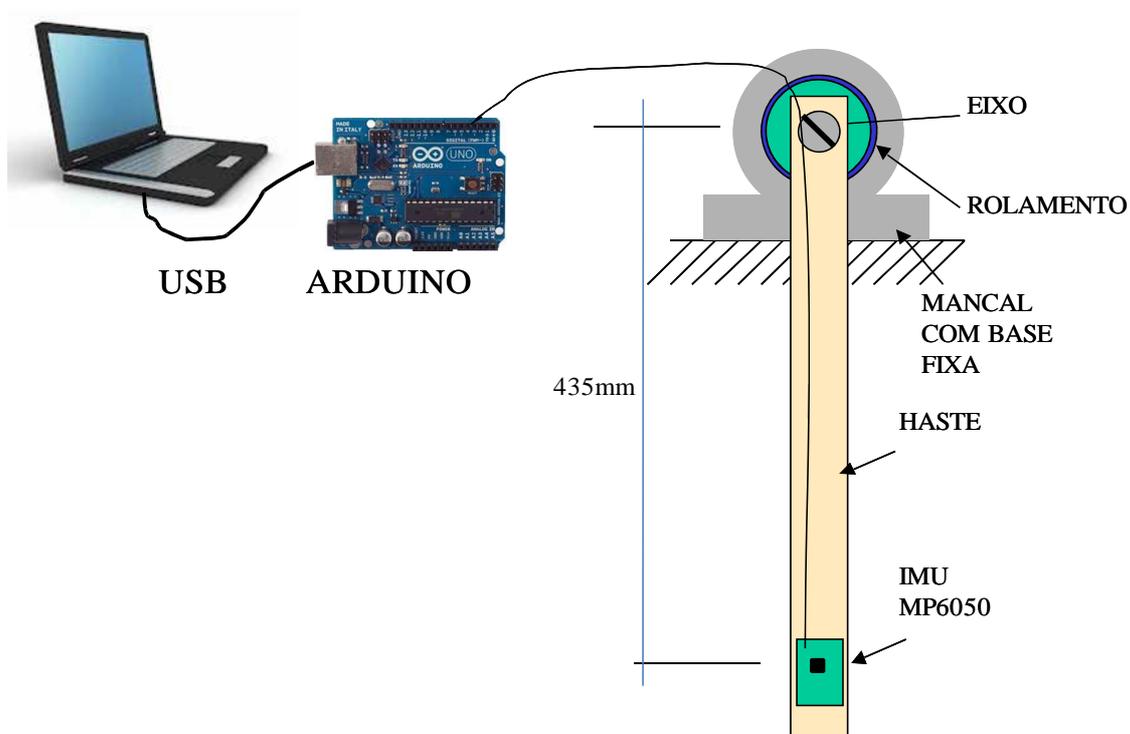


Figura 32 – Protótipo desenvolvido – vista frontal

O protótipo construído é ilustrado em sua vista lateral, a seguir na Figura 33.

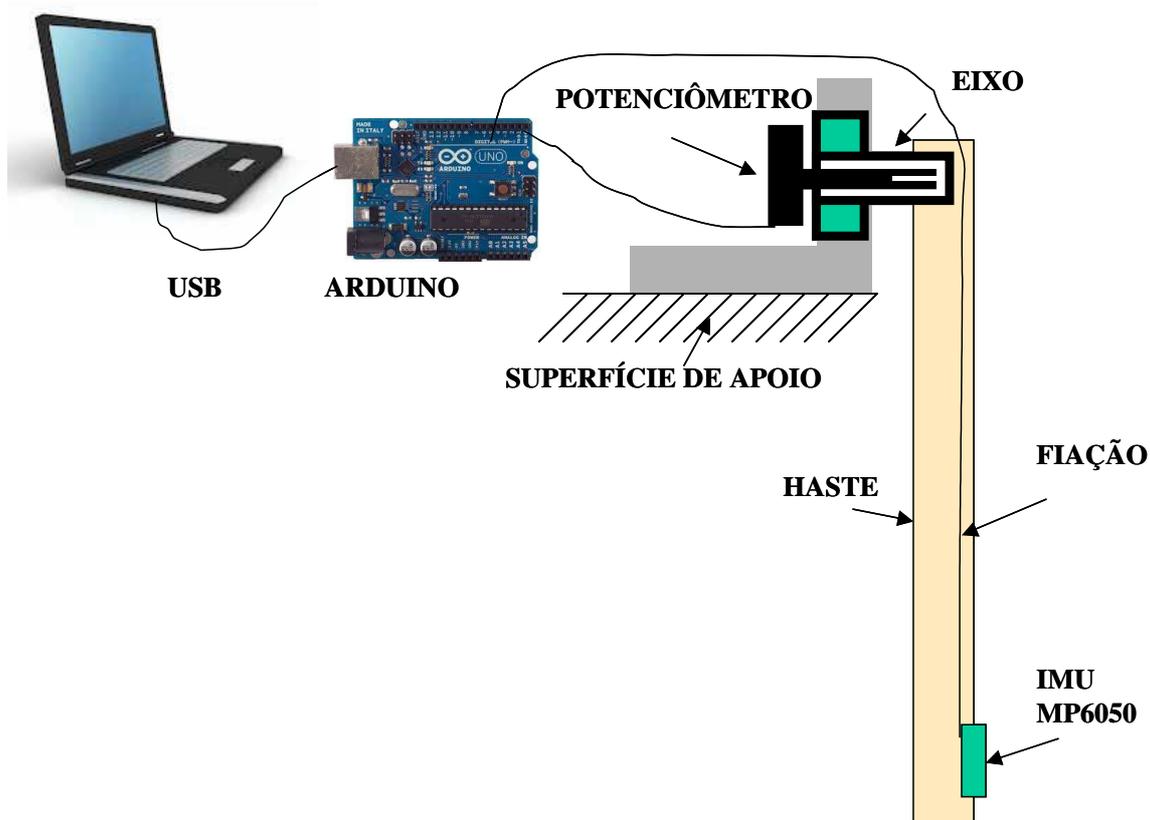


Figura 33 – Protótipo desenvolvido – vista lateral

Para reduzir o atrito, o mecanismo do pêndulo foi construído com um sistema de rolamento CTK 6200 ZZ, conforme descrito a seguir, na Figura 34, que possui diâmetro interno de 10 mm, diâmetro externo de 30 mm e profundidade de 9 mm.

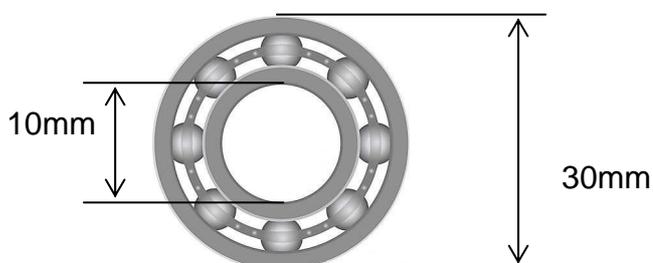


Figura 34 – Rolamento CTK 6200 ZZ

O sistema de mancal e base de fixação, bem como o eixo foram produzidos para se adaptarem ao rolamento utilizado, pois não foi encontrado um modelo comercial, com as características necessárias (em relação ao rolamento).

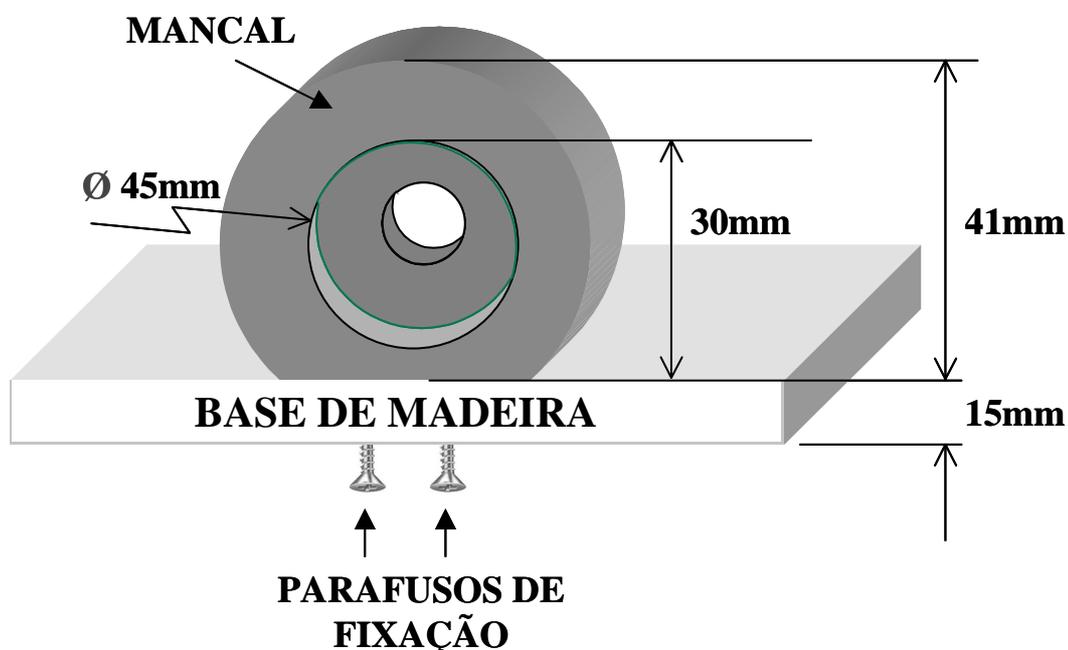


Figura 35 – Mancal e base

Para a construção da haste foi utilizado um perfil de material plástico, facilitando o processo de usinagem e fixação do módulo *IMU*, bem como as conexões entre sensores e o microcontrolador Arduino. O conjunto completo do protótipo do mecanismo do pêndulo é ilustrado a seguir, na Figura 36.

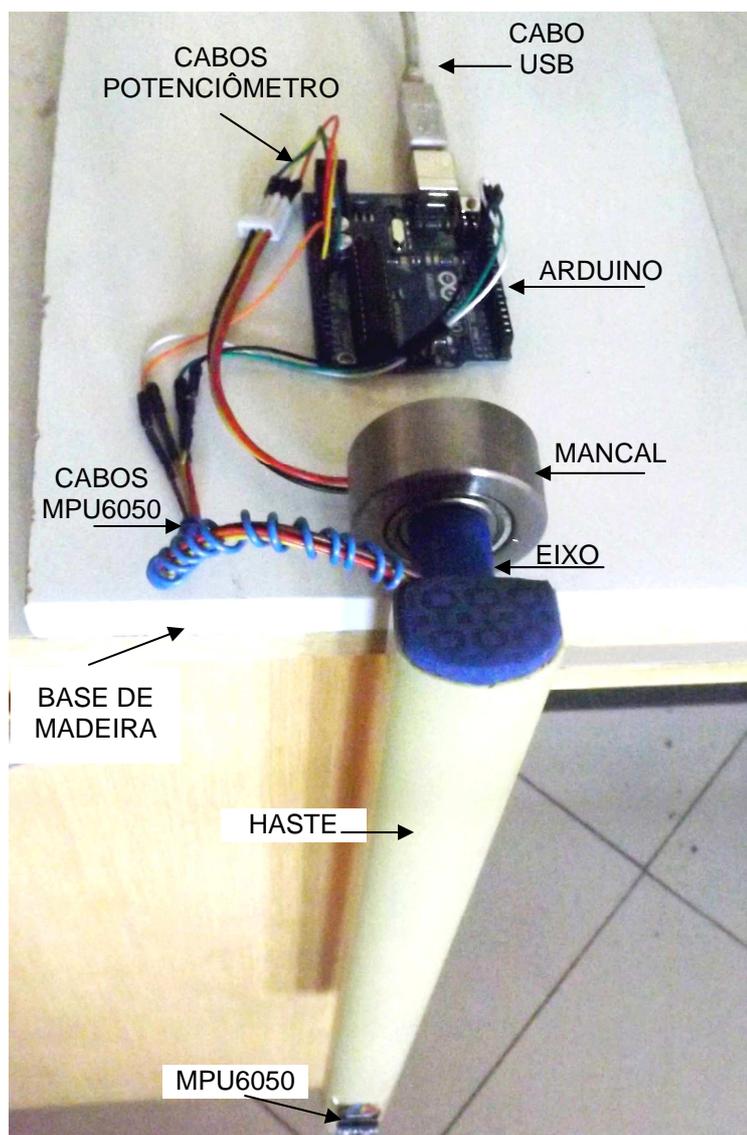


Figura 36 – Conjunto completo do protótipo

A vista superior do conjunto é ilustrada a seguir, na Figura 37.

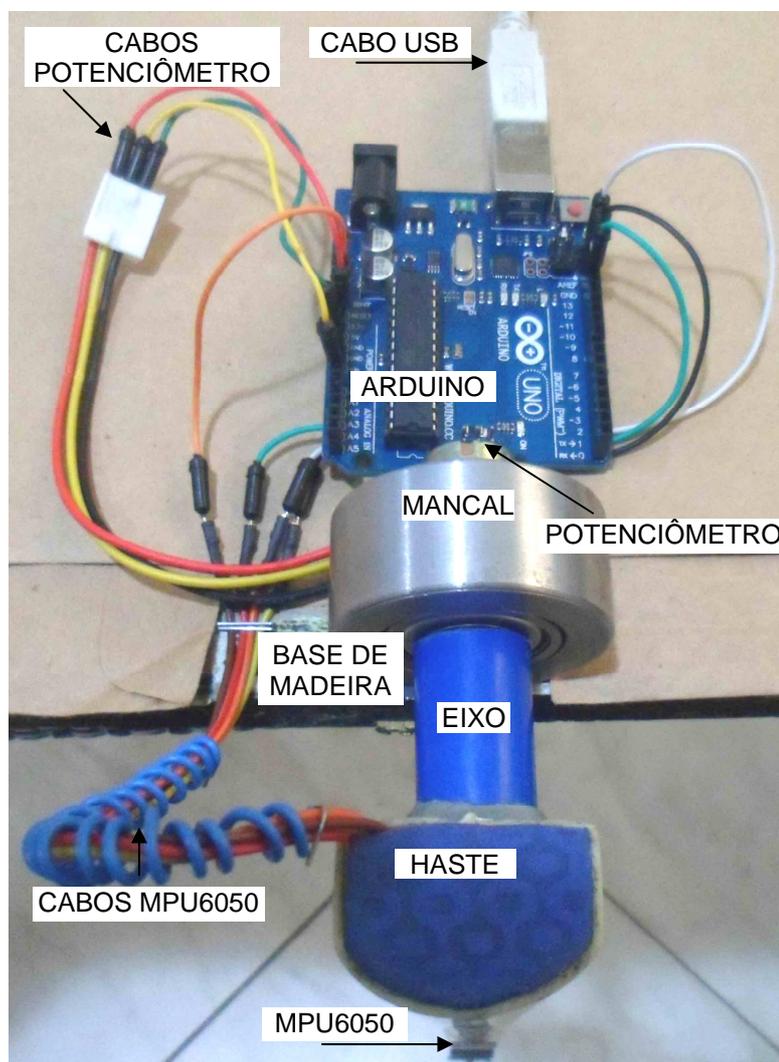


Figura 37 – Conjunto completo do protótipo – vista superior

6 MODELAGEM DINÂMICA E ENSAIOS

Neste capítulo, são estudados os modelos dinâmicos aplicados ao potenciômetro que está acoplado ao eixo do pêndulo, e os acelerômetros e giroscópios do conjunto *IMU MPU6050*.

Com as informações sobre a modelagem dinâmica do sistema proposto são desenvolvidos três ensaios, em situações distintas, que definem as técnicas que deverão ser aplicadas em trabalhos futuros, nas fases posteriores deste projeto de medição de parâmetros da marcha humana. Um ensaio inicial somente com o potenciômetro (ensaio 1), e dois ensaios com o potenciômetro e MPU6050 (ensaio 2 e ensaio 3), todos com o objetivo de estimar a posição angular do pêndulo em função do tempo. No ensaio 1, o Arduino envia, os dados lidos pelo potenciômetro a um computador, em tempo real, e este último, através do MatLab produz um gráfico da posição angular do pêndulo, em função do tempo. O ensaio 2 captura os dados lidos pelo potenciômetro, acelerômetro e giroscópio e os processa externamente em um computador, detalhado no Ensaio 2 – MPU6050 e comparação com o potenciômetro, pág. 89. O ensaio 3 captura os dados lidos pelo módulo DMP do MPU6050, que fornece diretamente as informações de posicionamento sem a necessidade de processamento externo, detalhado no Ensaio 3 – Módulo *DMP* e comparação com o potenciômetro, pág. 108.

6.1 MODELAGEM DINÂMICA DO POTENCIÔMETRO

O potenciômetro utilizado possui variação linear e valor $10\text{K}\Omega$. Ele está conectado a uma tensão fixa de 5,0 volts CC, tendo sua base como saída do sistema que varia de 0,0 a 5,0 volts CC, em um curso máximo de 260° de giro. A base do potenciômetro é conectada a uma entrada analógica do microcontrolador, conforme o diagrama elétrico da Figura 38.

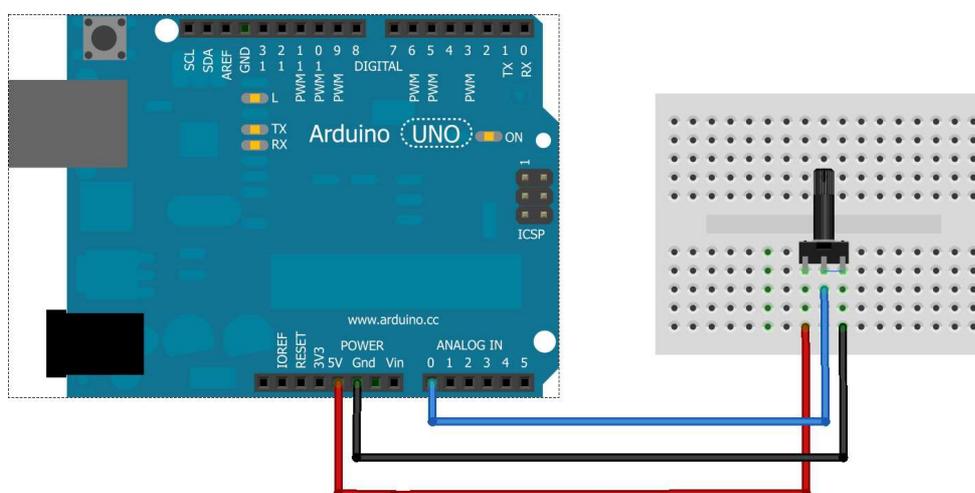


Figura 38 – Ensaio com potenciômetro – esquema de ligações

Diversos modelos de potenciômetros são encontrados comercialmente, iniciando com curso de 260° , até os chamados multi-voltas (chegam a até dez voltas, totalizando 3600° de curso). Devido às características do pêndulo e também sobre a marcha humana, onde ocorrerem ângulos sempre inferiores a 180° optou-se por um potenciômetro de ângulo máximo de curso de 260° e de resposta linear, com disposição conforme ilustra a Figura 39, a seguir.

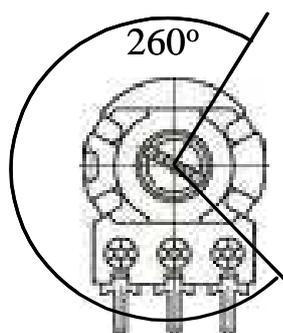


Figura 39 – Ângulo máximo de curso do potenciômetro

Ao se acoplar o potenciômetro à entrada analógica de um Arduino (0 a 5V / resolução de 10 bits) foi ajustado o valor médio de tensão (2,5V) para a posição correspondente ao repouso do pêndulo. A partir desse ponto de referência foi possível estabelecer uma escala correspondente ao ângulo de posicionamento do pêndulo, limitando a um intervalo de -90° (0V) a $+90^\circ$ (5V) deixando uma grande margem de segurança para o potenciômetro, a fim de não danificá-lo por movimentos em ângulos superiores ao seu limite físico. Devido a resolução de 10 bits da entrada analógica tem-se uma faixa de 1024 valores, onde o valor mínimo de 0V equivale ao valor 0000 e o valor máximo de 5V equivale a 1023.

Para calcular o ângulo correspondente às posições de curso do potenciômetro usaram-se as seguintes equações:

$$AdcPot = VoltsPot * 1024 / Vref \quad (35)$$

$$\hat{\text{Ângulo}} = AdcPot * curso_m\u00e1ximo / 1024 - curso_Maximo / 2 \quad (36)$$

onde:

VoltsPot é o valor de tensão do potenciômetro (volts);

AdcPot é o valor de tensão convertido em 10 bits na entrada analógica;

curso_m\u00e1ximo é o m\u00e1ximo curso do potenci\u00f4metro (260 graus);

Vref é o valor de tensão de refer\u00eancia da entrada anal\u00f3gica (5,0V).

Exemplo 1, para o ponto de repouso do pêndulo tem-se:

$$\mathbf{AdcPot} = 2,5 * 1024 / 5,0 = 512;$$

$$\mathbf{\hat{\text{Ângulo}}} = 512 * 260 / 1024 - 260 / 2 = 0 \text{ graus.}$$

Exemplo 2, para o ponto equivalente do pêndulo a -90 graus têm-se:

$$\mathbf{AdcPot} = (\hat{\text{Ângulo}} + curso_m\u00e1ximo / 2) * 1024 / curso_m\u00e1ximo$$

$$\mathbf{AdcPot} = (-90 + 260 / 2) * 1024 / 260 = 157$$

$$\mathbf{VoltsPot} = \mathit{AdcPot} * \mathit{Vref} / 1024 = 157 * 5 / 1024 = 0,767 \text{ V}$$

É possível fazer o deslocamento do ângulo de giro, ajustando a forma de se acoplar o potenciômetro ao pêndulo, conforme ilustra a Figura 40 a seguir.

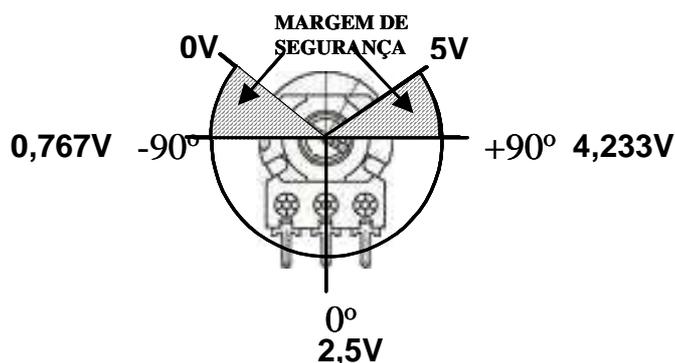


Figura 40 – Potenciômetro – ângulos de acoplamento e margem de segurança

A resolução do potenciômetro nesta configuração é de 0,254 *graus/LSB*, ou seja, a mudança de um bit menos significativo do resultado da conversão corresponde a uma mudança de 0,254 *graus* no ângulo medido.

O potenciômetro é ajustado para os parâmetros definidos em sua modelagem dinâmica, no primeiro ensaio deste trabalho, ajustando o ponto de repouso do pêndulo e verificando-se os valores medidos correspondentes aos pontos extremos do pêndulo.

6.2 MODELAGEM DINÂMICA DO *MEMS* MPU6050

Dentre os dispositivos adquiridos e analisados neste trabalho, optou-se para a finalização do protótipo, em utilizar o *MEMS* MPU6050, por ser este o que mais se adaptou aos requisitos para a medição de parâmetros da marcha humana, integrando em um mesmo módulo, acelerômetros e giroscópios. Este está contemplado dentro do módulo *IMU GY521mpu*. A conexão com o microcontrolador é realizada pelo protocolo I^2C , utilizando os sinais *Serial Clock - SCL* e *Serial Data - SDA*, conforme o diagrama elétrico da Figura 41, a seguir.

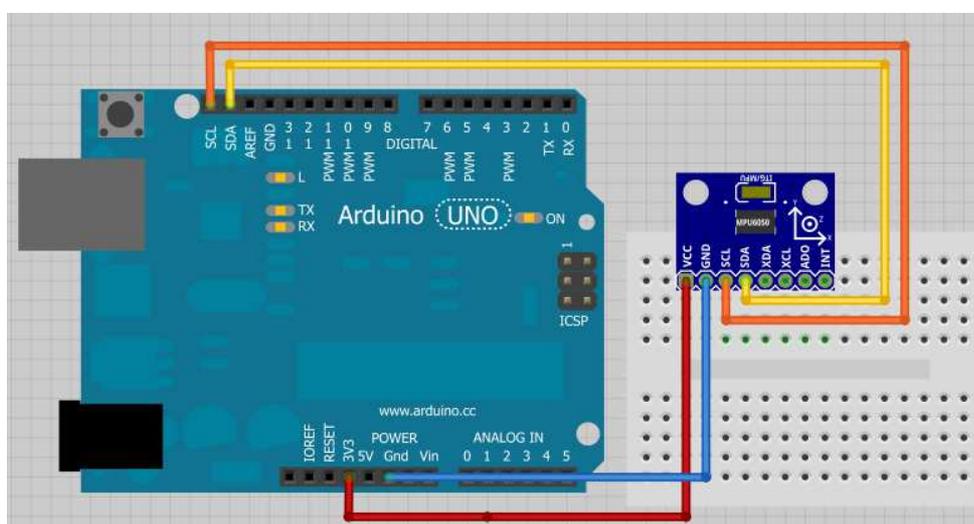


Figura 41 – Ensaio com MPU6050 – diagrama elétrico

Os sinais *XDA*, *XCL* e *ADO* não são utilizados neste trabalho por se tratarem de conexões para um magnetômetro externo. O sinal Interrupção - *INT* é utilizado no ensaio 3, onde é necessário controlar o estado do *buffer* interno de 1024 bytes.

A tensão de alimentação utilizada é de 3,3 volts CC, padrão do MPU-6050. O Arduino pode ser alimentado pela porta USB, ou através de uma fonte externa de 9 a 15 volts CC e gera tensões de saída nos padrões 3,3 volts CC (MPU-6050), ou 5,0 volts CC (potenciômetro).

6.2.1 MODELAGEM DO ACELERÔMETRO NO MPU6050

Qualquer que seja o modelo de acelerômetro utilizado, ele informa a aceleração linear instantânea em cada um de seus eixos. A transformação da aceleração em outras grandezas relativas ao movimento é fundamental ao estudo da marcha humana. A seguir são apresentados os métodos para transformação de valores instantâneos de aceleração em velocidade e posição em função do tempo, conforme já abordado no capítulo 4.1.1.

O passo inicial para a transformação de grandezas físicas pelo acelerômetro consiste em ajustar o nível de zero, ou valor de *offset*, procedimento que é extremamente necessário e deve ser o mais acurado possível, pois um erro de *offset* seria muito amplificado, caso se integrasse $a(t)$ para se calcular $v(t)$. Em alguns modelos de acelerômetros, os valores retornados pelas medidas são sempre positivos, mesmo se a aceleração for negativa ou positiva. Neste caso é necessário efetuar um ajuste de referencial, através de uma calibração. O valor real da aceleração é dado pelos valores amostrados menos o valor calibrado. Com isso a aceleração terá valores negativos e positivos.

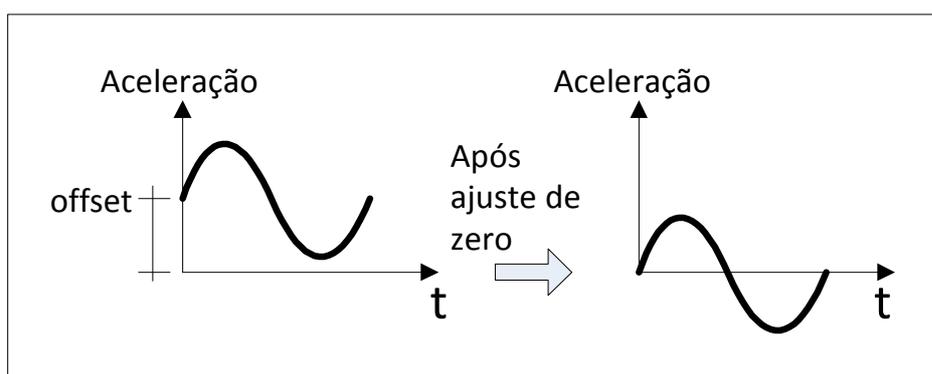


Figura 42 – Calibração inicial e ajuste de zero (*offset*)

O ajuste de zero acontece quando o acelerômetro está em repouso. A média dos valores medidos é armazenada como referencial zero. Após o ajuste de zero, valores positivos correspondem a aumentos no valor do módulo da velocidade e

valores negativos são associados a diminuições no valor do módulo da velocidade. Como ilustrado na Figura 43, a área A1 indica uma região com aceleração positiva (aumento da velocidade em função do tempo), e a área A2 uma região com aceleração negativa (diminuição da velocidade em função do tempo).

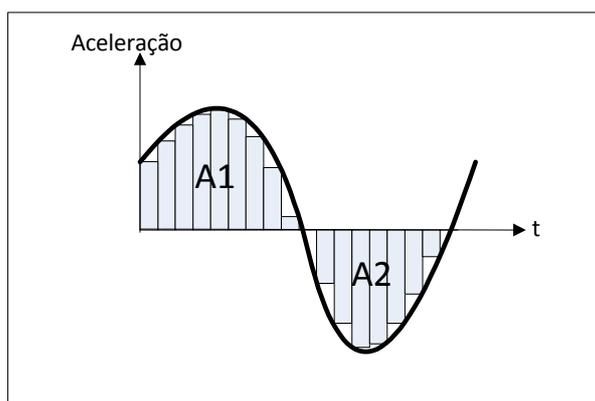


Figura 43 – Amostragem de um sinal, após ajuste de zero (*offset*)

Depois de efetuado o ajuste de zero, são relacionados os vetores e suas respectivas grandezas físicas.

O vetor aceleração \vec{a} é a derivada do vetor velocidade \vec{v} , em função do tempo.

$$\vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt} \quad (37)$$

O vetor velocidade \vec{v} é a derivada do vetor posição \vec{s} , em função do tempo.

$$\vec{v} = \frac{d\vec{s}}{dt} \quad (38)$$

Logo, a aceleração é a derivada segunda da posição \vec{s} , em função do tempo.

$$\vec{a} = \frac{d(d\vec{s})}{dt^2} \quad (39)$$

De forma análoga, para obter-se o valor do vetor velocidade \vec{v} é obtido por meio da integração do vetor aceleração \vec{a} .

$$\vec{v} = \int (\vec{a}) dt \quad (40)$$

O vetor posição é obtido através da integração do vetor velocidade \vec{v} , ou por dupla integração do vetor aceleração \vec{a} .

$$\vec{s} = \int (\vec{v}) dt \quad (41)$$

$$\vec{s} = \int (\int (\vec{a}) dt) dt \quad (42)$$

6.2.2 MODELAGEM DO GIROSCÓPIO NO MPU6050

Qualquer que seja o modelo de giroscópio utilizado, ele informa a velocidade angular instantânea, em cada um de seus eixos. A transformação da velocidade em outras grandezas, relativas ao movimento é fundamental ao estudo da marcha humana. A seguir são apresentados os métodos para transformação de valores.

O vetor aceleração angular $\vec{\alpha}$ é a derivada do vetor velocidade angular $\vec{\omega}$ em função do tempo.

$$\vec{\alpha} = \frac{d\vec{\omega}}{dt} \quad (43)$$

O vetor velocidade angular $\vec{\omega}$ é a derivada do vetor posição angular $\vec{\theta}$ em função do tempo.

$$\vec{\omega} = \frac{d\vec{\theta}}{dt} \quad (44)$$

O vetor posição angular é obtido através da integração do vetor velocidade angular $\vec{\omega}$.

$$\vec{\theta} = \int (\vec{\omega}) dt \quad (45)$$

A seguir é apresentado um método de integração numérico, onde o erro é reduzido, porém seu valor acumulado ainda é significativo.

A integração pode ser vista como o cálculo da área da curva, criada a partir da amostragem dos dados do giroscópio. Cada amostra pode ser considerada um retângulo, conforme ilustra a Figura 44.

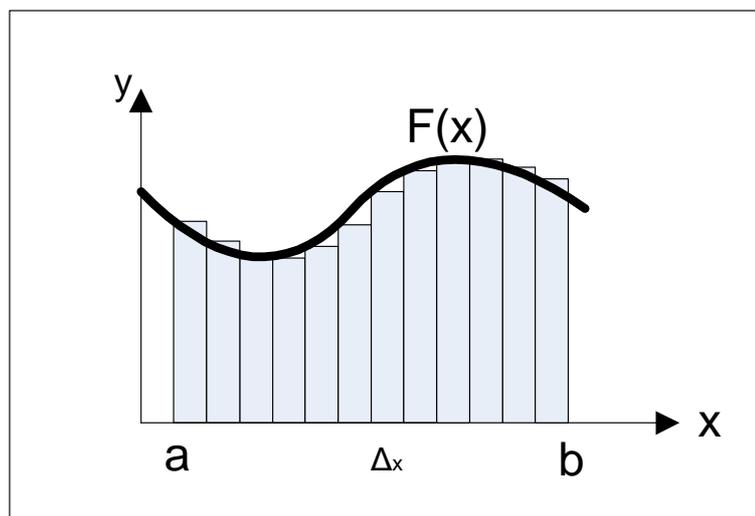


Figura 44 – Integração numérica - regra dos retângulos

$$\int_a^b f(x)dx = \lim_{n \rightarrow \infty} \sum_{i=1}^n f(x_i)\Delta x \quad (46)$$

A taxa de amostragem deve ser constante e o período de amostragem é o intervalo entre duas amostras consecutivas, enquanto o valor de aceleração é a altura medida em cada amostra. Devido à amostragem criar um sinal discreto, existe um erro acumulativo, ilustrado na Figura 45.

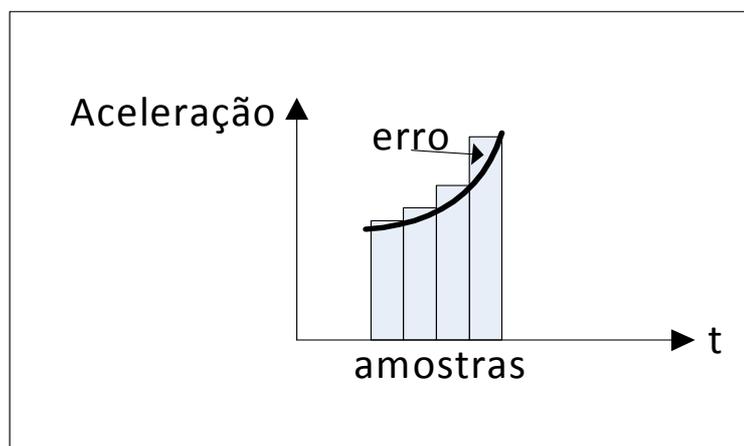


Figura 45 – Erro acumulativo a partir da amostragem

Este trabalho utiliza o método de aproximação de Tustin, ou método Bilinear, que se resume interpolação pelo método do trapézio, e considera que o resultado da integração é composto de duas áreas, Área1 e Área2, conforme ilustra a Figura 46 (FREESCALE, 2012).

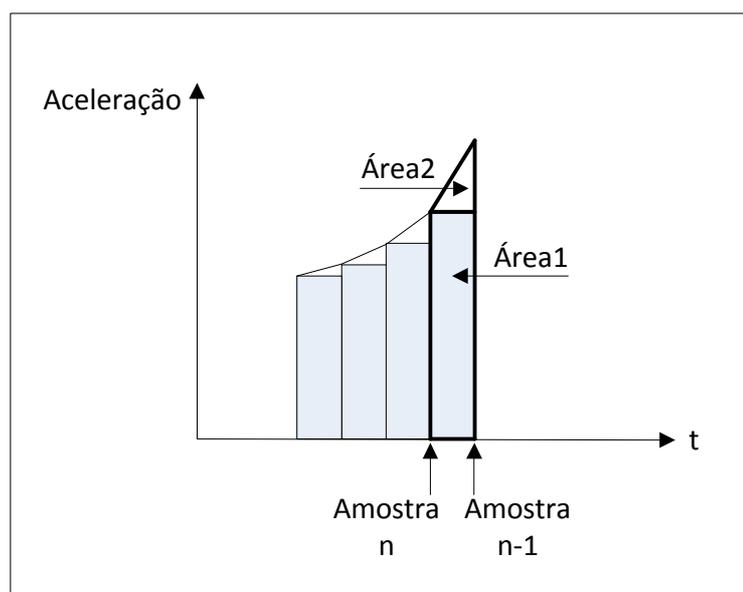


Figura 46 – Interpolação pelo método do trapézio

A primeira área (A1) é associada ao valor da amostragem (um retângulo). A segunda área (A2, um triângulo), formado pelo valor da amostragem anterior (n-1) e a atual (n) dividida por dois. A diferença entre as duas áreas forma um trapézio. Com isso a área pode ser calculada de uma forma mais precisa em cada intervalo, com a equação:

$$Area_n = \left(Amostra_n + \frac{|Amostra_n - Amostra_{n-1}|}{2} \right) \cdot T \quad (47)$$

onde T é o tempo da amostragem.

Com esta aproximação o erro é reduzido, mas ainda os dados amostrados no acelerômetro não são livres de ruído e devem ser filtrados. Alguns fabricantes disponibilizam filtros internos, mas mesmo com essa possibilidade é necessário o uso de técnicas adicionais. Uma alta frequência de amostragem implica em uma redução no erro acumulado.

Após a calibração e filtragem, a integração pode ser aplicada localmente em cada conjunto de amostras, permitindo com isso a partir do vetor aceleração encontrar o vetor velocidade. Finalmente para se determinar o vetor posição, este pode ser encontrado ao integrar o vetor velocidade, repetindo o processo de interpolação e filtragem. O ângulo obtido está em radianos, e para ser convertido em graus utiliza-se da equação:

$$\hat{\text{Ângulo}}_{\text{GRAUS}} = (\hat{\text{Ângulo}}_{\text{RADIANOS}} * 180 / \pi) \quad (48)$$

O giroscópio fornece de forma direta, o vetor velocidade angular $\vec{\omega}$, então, a princípio, uma integração deveria fornecer o valor do vetor posição angular $\vec{\theta}$, mas devido à baixa taxa de amostragem utilizada, o erro acumulado tende a crescer.

6.2.3 MODELAGEM CONJUNTA DO ACELERÔMETRO E GIROSCÓPIO

Para um melhor aproveitamento das informações geradas pelos sensores inerciais, a proposta deste trabalho é a de utilizar um algoritmo de fusão, onde o modelo matemático utiliza conjuntamente o vetor velocidade angular no eixo Z (G_z) e o vetor aceleração tangencial, medido pelo acelerômetro no eixo Y (A_y), e o vetor aceleração radial, no eixo X (A_x). O sistema de referência de posicionamento adotado, em relação à haste do pêndulo em repouso é ilustrado na Figura 47, a seguir:

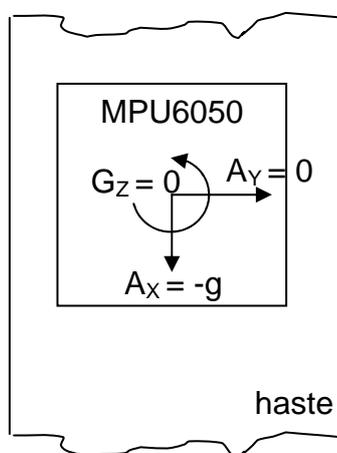


Figura 47 – Detalhe do sensor em relação à haste do pêndulo em repouso

Antes de detalhar o modelo proposto é importante salientar que o ângulo estimado poderia ser obtido através da integração direta de G_z , porém como a integração numérica é um processo de somatória, os erros acumulados tendem a crescer, procedimento apresentado no ensaio 2.

$$\theta = \int G_z dt \quad (49)$$

O modelo proposto utiliza como base das Equações (1) e (2) (GODFREY, 2007), obtêm-se, respectivamente, as Eq. (50) e (51):

$$A_y - \alpha r = -g \cdot \text{sen}(\theta) \quad (50)$$

$$A_x - G_z^2 r = -g \cdot \text{cos}(\theta) \quad (51)$$

Dividindo-se a Equação (50) pela Equação (51), obtêm-se:

$$\theta = \arctg\left(\frac{A_y - \alpha r}{A_x - G_z^2 r}\right) \quad (52)$$

Usando-se a Equação (59), pode-se calcular a série de θ a partir das séries de medições feitas pelos sensores inerciais (G_z , A_y e A_x), desde que se construa a série de valores de α (vetor aceleração angular) por derivação de G_z . O raio r da trajetória é conhecido (medida entre o eixo do pêndulo até o sensor inercial).

Para obterem-se os valores de α utilizou-se da técnica de interpolação polinomial, onde ao invés de derivarmos numericamente (cálculo da derivada em cada amostra, onde o ruído seria amplificado) as informações da velocidade angular G_z , estas derivações são feitas a partir de polinômios que interpolam, por trechos, os dados experimentais (G_z).

A utilização deste modelo se aplica ao procedimento descrito no ensaio 2, na pág. 89.

6.2.4 MODELAGEM DO MÓDULO *DMP* NO MPU6050

Segundo (INVENSENSE, 2012) o processamento inteligente de movimento é a próxima grande tecnologia que irá impulsionar a inovação em produtos eletrônicos portáteis, dispositivos de interface humana, e aplicativos de navegação e controle de localização. Esta técnica consiste em medir e processar os movimentos de dispositivos em três eixos no espaço, e utiliza a técnica algoritmo de fusão (*MotionFusion™*) gerado pela combinação das saídas dos sensores inerciais. Esta fusão de sensores fornece funcionalidade de controle de movimento mais preciso do que o obtido com processamento posterior (técnica utilizada no ensaio 3), e pode ser utilizado em tempo real para incorporar com rapidez e facilidade de movimento no equipamento final sem a necessidade de se tornar um perito em movimento. O fabricante do MPU6050 disponibiliza os resultados finais do *DMP* via interface I^2C , já no formato do vetor quatérnion, ou no formato do vetor de Ângulos de Euler. O *DMP* pode fazer cálculos rápidos diretamente no chip. Isto reduz a carga para o microcontrolador. O *DMP* é capaz de fazer cálculos com os valores dos sensores de outro chip, por exemplo, um magnetômetro ligado como escravo no barramento da interface I^2C (técnica não utilizada nesta fase do projeto).

6.3 PROGRAMAS DESENVOLVIDOS E ENSAIOS

Com base na modelagem dinâmica do potenciômetro e do módulo MPU6050 (acelerômetros, giroscópios e módulo *DMP*) foram elaborados três ensaios diferentes com os programas desenvolvidos, citados a seguir.

6.3.1 ENSAIO 1 – CALIBRAGEM DO POTENCIÔMETRO

Neste ensaio, o potenciômetro foi calibrado em função da posição de repouso do pêndulo para um ângulo de zero grau. Um medidor de nível foi utilizado para ajustar o pêndulo no plano horizontal e confirmar o valor lido no potenciômetro como noventa graus negativos no sentido horário, e noventa graus positivos no sentido anti-horário. Após o ajuste do potenciômetro, 100 amostras foram coletadas em um intervalo de 100ms entre elas, ou seja, tempo total de amostragem igual a 10s. Inicialmente o pêndulo está em repouso na posição vertical, e posteriormente é colocado manualmente em uma posição com ângulo de 60° e solto, inicia um movimento oscilatório com amplitude decrescente.

Um primeiro programa foi desenvolvido no software livre Arduino IDE, para o microcontrolador *ATMEL ATMEGA328* (plataforma Arduino), onde é feita a leitura (em binário) dos valores do potenciômetro acoplado ao pêndulo. Um segundo programa foi desenvolvido para processar, em tempo real, as informações enviadas pelo Arduino, a um computador e gerar um gráfico do posicionamento em graus do pêndulo, em função do tempo. A Figura 48, ilustra o programa desenvolvido para a plataforma Arduino.

```

/*
Arduino + Matlab: Comunicação Serial - Potenciômetro no pino AN0
GILBERTO CUARELLI - ABRIL 2013
*/
//cria a variável que recebe os valores do potenciômetro
int valor_potenciometro=0;
void setup()
{ Serial.begin(115200); // valor máximo suportado pela porta serial }
void loop()
{ // leitura do valor da entrada analógica
valor_potenciometro=analogRead(0); // a conversão será no MatLab
Serial.println(valor_potenciometro); // Envia o valor ao computador
delay(100); // atraso entre amostras}

```

Figura 48 – Programa de leitura do potenciômetro – Arduino

Os dados lidos no Arduino são enviados em tempo real, via interface *USB* a um computador com o aplicativo *Matlab*, que processa essas informações e exibe um gráfico que representa a posição do pêndulo em cada amostra, em intervalos de 100 ms, ilustrado na Figura 50. O processamento consiste na conversão de um valor em binário, lido na interface analógica e convertido para um valor referente ao ângulo de posicionamento do pêndulo em graus. A Figura 49 ilustra o programa desenvolvido para o *Matlab*, que captura os dados enviados pelo Arduino e exibe, em tempo real, um gráfico da posição do pêndulo em função do tempo.

```
function Matlab_Arduino_t2(amostras) %informar o numero de amostras
% Matlab<->Arduino Comunicação Serial - Potenciômetro
% GILBERTO CUARELLI - ABRIL 2013
close all; clc;
y=zeros(1,amostras); %Vetor onde se guardarão as amostras
%Inicialização da porta serial utilizada
delete(instrfind({'Port'},{'COM17'}));
porta_serial=serial('COM17');
porta_serial.BaudRate=115200;
warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');
fopen(porta_serial); %Abrir porta serial
contador=1; %Contador de número de amostras

%Criação do gráfico
hFig = figure('Name','Leitura do Valor do Potenciômetro');
set(hFig,'WindowStyle','docked'); %figuramaximizada
title('COMUNICAÇÃO SERIAL <-> MATLAB+ARDUINO');
xlabel('Número de amostras');
ylabel('Ângulo Correspondente [graus]');
grid on;hold on;

while contador<=amostras %loop while para plotar gráfico com as amostras

ylim([-90 90]); %limites em y [graus]
xlim([-20 amostras+20]);%limites em x [amostras]
valor_potenciometro=fscanf(porta_serial,'%d');%leitura em 10 bits
curso_maximo=260; %angulo de curso total do potenciômetro [graus]
    y(contador)=(valor_potenciometro(1))*curso_maximo/1024-curso_maximo/2;% converte
    valor da porta em ÂNGULO
    plot(contador,y(contador),'-ro', 'LineWidth',2,'MarkerEdgeColor','k',
'MarkerFaceColor','g','MarkerSize',10)
draw now %atualiza o gráfico
    contador=contador+1; %incrementa contador
end
plot (y)
%Encerrando a conexão com a porta serial
fclose(porta_serial);
delete(porta_serial);
%Limpendo variaveis
clear all; end %fim da função
```

Figura 49 – Programa de leitura do potenciômetro - *Matlab*

O gráfico resultante do ensaio 1 é ilustrado na Figura 50.

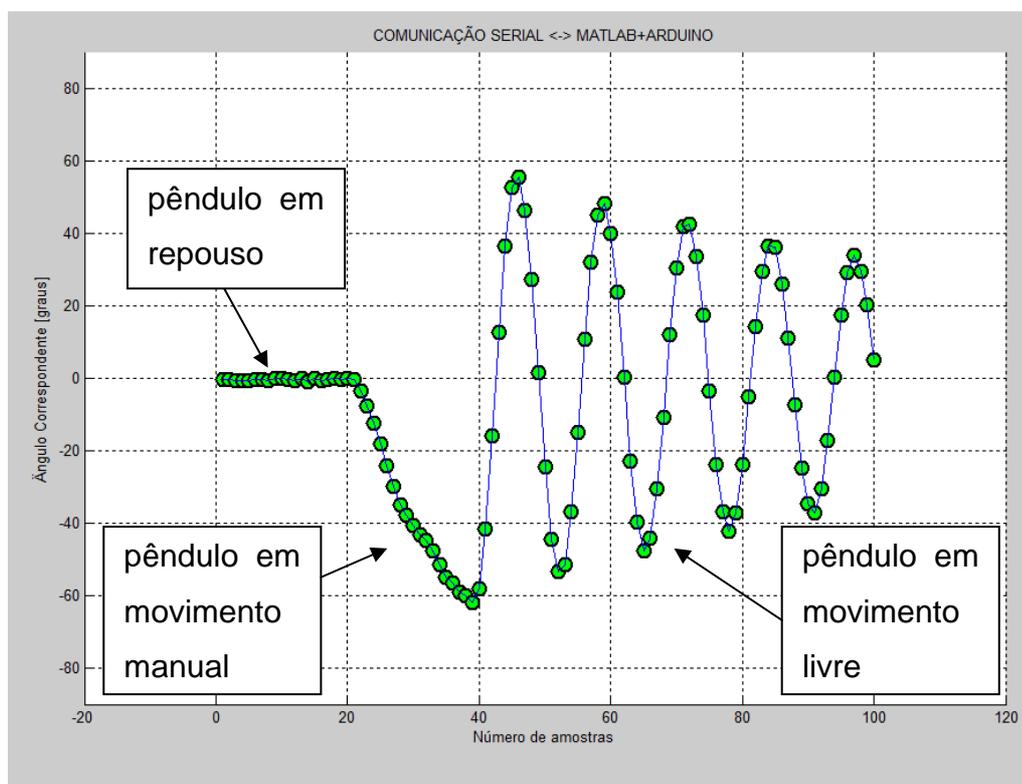


Figura 50 – Movimento do pêndulo, com captura de dados pelo potenciômetro

Ensaio com taxas de amostragem maiores foram realizados, porém a resposta em tempo real não foi adequada (perda excessiva de dados), devido à limitação da interface USB.

6.3.2 ENSAIO 2 – MPU6050 E COMPARAÇÃO COM O POTENCIÔMETRO

Neste ensaio, o MPU6050 foi calibrado com os mesmos parâmetros utilizados com o potenciômetro, em relação ao posicionamento do pêndulo. Após calibragem, o pêndulo foi mantido em repouso na posição vertical, por aproximadamente 2 segundos e, após, posicionado manualmente a quarenta e cinco graus negativos, e solto, inicia um movimento oscilatório com amplitude decrescente. Um total de 1600 amostras foram coletadas, em um intervalo de 10 ms entre elas, ou seja, tempo total de amostragem igual a 16 s. Inicialmente o pêndulo é mantido em repouso com a finalidade de se definir os valores de offset, ou seja, para cada componente de aceleração e giro, existe um valor inicial diferente de zero. As informações obtidas com o módulo em repouso estão descritas na Tabela 1, apenas com as componentes nos eixos x,y para aceleração (A_x e A_y) e eixo z para velocidade angular (G_z). para as primeiras amostras da série. A princípio, os valores deveriam ser constantes, mas o ruído no ambiente provoca pequenas alterações nas medições, lembrando que os dados estão com a precisão de 16 bits, o que faz com que a variação apresentada seja irrelevante.

Tabela 1 – Informações referentes ao pêndulo em repouso

Ax (aceleração x)	Ay (aceleração y)	Gz (velocidade angular z)
LSB/g	LSB/g	graus/s
-15750	-302	-198
-15812	-294	-201
-15804	-292	-192
-15790	-292	-191
-15808	-312	-194
-15780	-314	-194
-15782	-320	-191
-15740	-304	-190
-15804	-330	-196
-15814	-316	-205
-15748	-294	-190
-15816	-316	-186
-15784	-280	-199
-15830	-276	-185
-15802	-312	-198
-15792	-324	-194
-15790	-336	-199
-15814	-374	-203
-15736	-316	-195
-15760	-264	-196
-15820	-286	-188
-15794	-302	-193
-15782	-322	-200
-15796	-256	-198
-15788	-288	-201
-15804	-350	-193
-15820	-288	-192
-15814	-294	-197
-15832	-256	-199
-15856	-312	-186
-15812	-280	-192
Offset =>-15796 + g	-303	-194

Devido à grande sensibilidade do acelerômetro, que ajustado por padrão de fábrica na menor escala e maior sensibilidade ($\pm 2g$ acelerômetro e $\pm 250^\circ/s$ giroscópio), ele capta pequenas variações no pêndulo, mesmo estando este em repouso. Com os dados capturados de aceleração em x, um gráfico em escala ampliada é construído, conforme ilustra a Figura 51, a seguir.

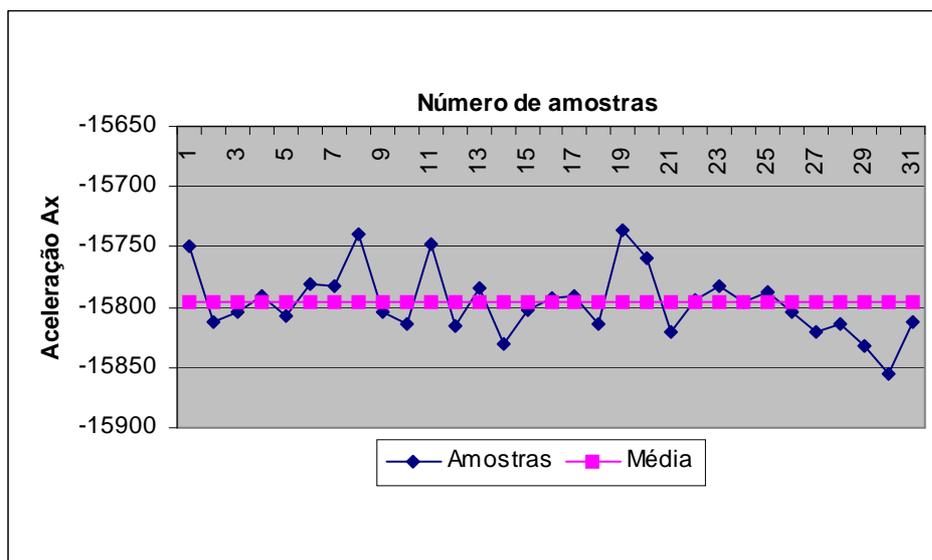


Figura 51 – Aceleração no eixo x – valor de *offset* - escala ampliada

O valor de “*offset*”, ou “ajuste de zero” é calculado pela média aritmética de um conjunto de amostras, com o pêndulo em repouso. Por recomendação do fabricante é necessário utilizar um ambiente com o mínimo de ruído, evitando vibrações externas.

Segundo (InvenSense, 2012), a escala de sensibilidade de padrão do MPU6050 é $\pm 2g$ com 16 bits em complemento de dois, o que representa a faixa de valores de -32768 a $+32767$. O valor de $1g$ para esta escala é de 16384 LSB/g , e o valor médio encontrado no experimento foi de -15796 , o qual representa um erro de posicionamento de 588 LSB/g , portanto todas as leituras de aceleração nesse eixo devem ser compensadas por esse valor.

A medida de A_y se refere ao eixo horizontal com o pêndulo em repouso, no qual não incide a aceleração da gravidade, portanto sua leitura deve estar próxima de zero, na condição inicial. A leitura encontrada é o valor de offset que será utilizado para a correção de A_y . Neste caso o ajuste em A_y será de “303 LSB/g”, conforme ilustra a Figura 52.

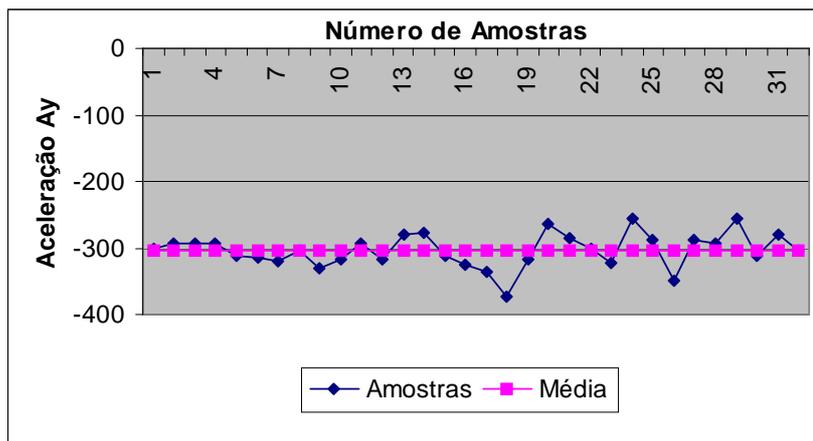


Figura 52 – Aceleração no eixo y – valor de *offset* - escala ampliada

A medida de G_z se refere à velocidade angular no eixo do pêndulo, com este em repouso. A aceleração da gravidade não afeta a velocidade angular, portanto a leitura de G_z deve estar próxima de zero, na condição inicial. A leitura encontrada é o valor de offset que será utilizado para a correção de G_z . Neste caso o ajuste em A_y será de “194 LSB/grau/s”, conforme ilustra a Figura 52.

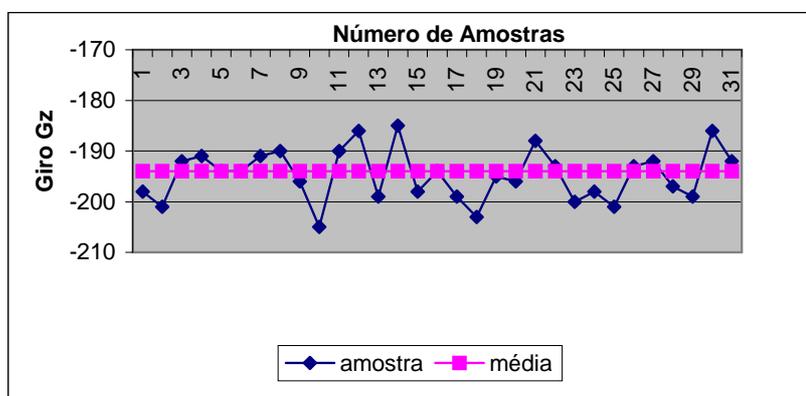


Figura 53 – Giro no eixo z – valor de *offset* - escala ampliada

Estando o pêndulo em movimento, uma série de medidas de θ feita pelo *encoder* é enviada ao computador, simultaneamente a séries de medidas de G_z , A_y e A_x feitas pelos sensores inerciais. São usados, portanto, um eixo do giroscópio e dois eixos do acelerômetro.

Um primeiro programa foi desenvolvido na plataforma Arduino, onde foi capturada a leitura dos valores do MPU6050 (acelerômetro e giroscópio), acoplado a haste, e do potenciômetro acoplado ao eixo do pêndulo. Os valores capturados foram transmitidos e armazenados em um computador, e posteriormente utilizou-se o aplicativo *MatLab*, para estimar a série de valores do ângulo de posicionamento do pêndulo em função do tempo e gerar gráficos comparativos. Os cálculos utilizados nesse ensaio seguem os modelos matemáticos apresentados no capítulo 6.2.3 - Modelagem conjunta do acelerômetro e giroscópio, pág. 83.

A seguir é apresentado o programa escrito para a plataforma Arduino, sendo descrita a sequência para a obtenção dos valores finais de posicionamento, em função do tempo. Nesta etapa, o cálculo do ângulo em graus, relativo ao potenciômetro, é executado no microcontrolador e enviado a um computador de forma simultânea às informações referentes às acelerações e velocidade angular. A Figura 54 apresenta as declarações de variáveis e bibliotecas.

```
// PROGRAMA DE LEITURA DO MPU6050 E POTENCIÔMETRO
// GILBERTO CUARELLI - AGOSTO/2013

//BIBLIOTECAS UTILIZADAS
#include "Wire.h"
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"

//DECLARAÇÃO DE VARIÁVEIS
MPU6050 accelgyro;
int16_t gx, gy, gz; // leitura do giroscópio (3 eixos)
int16_t ax, ay, az; // leitura do acelerômetro (3 eixos)
boolblinkState = false;
floatAdcPot=0.0; // leitura do potenciômetro em 10bits
floatCurso_Maximo=260.0; // curso máximo do potenciômetro em graus
floatVref=5.0; // Vcc do potenciômetro 5.0V
floatAnguloPot=0.0; // Ângulo do potenciômetro em graus
```

Figura 54 – Bibliotecas e variáveis - MPU6050 e potenciômetro no Arduino

As bibliotecas "*Wire.h*" e "*I2Cdev.h*" se referem respectivamente a comunicação com as interfaces serial e I²C.

As variáveis **gx**, **gy**, **gz** se referem à velocidade angular medida pelo giroscópio. Neste trabalho é utilizada somente a variável **gz**.

As variáveis **ax**, **ay**, **az** se referem à aceleração medida pelo acelerômetro. Neste trabalho são utilizadas somente as variáveis **ax**, **ay**.

A variável **AdcPot** se refere ao valor lido na interface analógica, com resolução de 10 bits.

A variável **Curso_Maximo** se refere ao ângulo máximo de curso do potenciômetro, em graus.

A variável **Vref** se refere a tensão de alimentação do potenciômetro (Vcc).

A variável **AnguloPot** se refere ao ângulo do potenciômetro referente a posição do pêndulo, em graus.

A programação mínima do Arduino exige a definição das funções **loop()** e **setup()**. A função **setup()** define os parâmetros para envio das informações do potenciômetro e MPU6050, através da interface serial via protocolo I²C.

A função **loop()** é executada de forma repetitiva e por infinitas vezes, sendo interrompida apenas quando o sistema for desligado ou acionado um botão de *reset*.

A seguir são apresentadas na Figura 55 a função **setup()** e a função **loop()**.

```

void setup() {

    // configuração e inicialização dos dispositivos I2C e interface serial
    Wire.begin();
    Serial.begin(115200);
    accelgyro.initialize(); // inicializa MPU6050
    Serial.println("Testando comunicação...");
    Serial.println(accelgyro.testConnection() ? "MPU6050 conectado com sucesso!" :
"MPU6050 falha de conexão!");}

void loop() {

    accelgyro.getRotation(&gx,&gy,&gz); // leitura do giroscópio no eixo z
    accelgyro.getAcceleration(&ax,&ay,&az); // leitura do acelerômetro nos eixos x e y

    AdcPot=analogRead(0); // leitura da entrada analógica (potenciômetro)

    //cálculo do ângulo do potenciômetro
    AnguloPot = AdcPot *Curso_Maximo / 1024.0 - Curso_Maximo / 2.0;

    Serial.print(ax);Serial.print("\t"); // aceleração em x
    Serial.print(ay);Serial.print("\t"); // aceleração em y
    Serial.print(gz);Serial.print("\t"); // velocidade angular em z
    Serial.print(AnguloPot);Serial.print("\t");// ângulo potenciômetro
    Serial.print("\n");

    delay(10); // período 10 ms
}

```

Figura 55 – Função *setup()* e função *loop()* no Arduino

Para um período de amostragem em 10 ms, considerando a transmissão das variáveis *ax*, *ay* e *gz* (3 x 16 bits), variável *AnguloPot* (10 bits) em conjunto com caracteres de tabulação (4 x 8 bits) e final de linha (8 bits) equivalem a uma taxa de 9000 bit/s, sem considerar os bits de controle do protocolo USB. Nesta situação não foi necessário o tratamento do *flag* de *overflow*, o qual indica perda de informações devido a altas taxas de amostragem, porém pode haver a necessidade em trabalhos futuros, que utilizarem taxas de amostragem maiores que 100 amostras por segundo (verificado experimentalmente).

O programa desenvolvido para o Arduino gera os dados que serão processados pelo *MatLab*, que calcula o posicionamento do pêndulo em função do tempo, através das informações recebidas referentes ao acelerômetro e giroscópio do MPU6050, e os compara graficamente com as informações geradas pelo potenciômetro. Devido ao limite de transmissão da interface serial com o *MatLab*, este ensaio não foi realizado em tempo real, sendo primeiramente capturados os dados em um arquivo de texto e posteriormente processados no *MatLab*.

A seguir é apresentado o programa comentado, escrito para o *MatLab*, que recebe os dados enviados pelo Arduino e calcula o ângulo de posicionamento do pêndulo. Os gráficos resultantes de cada trecho do programa são ilustrados na sequência.

```

% Leitura dos valores apurados pelo MPU6050 - acelerômetro e giroscópio, conectado
% a entrada I2C do Arduino
% Leitura dos valores apurados por um potenciômetro, conectado a entrada analógica
% do Arduino
% processamento e comparação gráfica entre o posicionamento em função do tempo
% ( MPU6050 e potenciômetro ).

% Na condição de repouso, ax aponta na vertical para baixo; ay aponta na
horizontal para a direita;

% -----> Ay
% |
% |
% v Ax

clear all
close all

load-ascii'mpu6050AxAyAzGxGyGzPot.CSV'%leitura do arquivo do Arduino
tamanho=size(mpu6050AxAyAzGxGyGzPot); %tamanho do arquivo para controle

numAmostras=tamanho(1,1);
axBinario=mpu6050AxAyAzGxGyGzPot(1:numAmostras,1); %aceleração no eixo x
ayBinario=mpu6050AxAyAzGxGyGzPot(1:numAmostras,2); %aceleração no eixo y

%velocidade angular no eixo z (binario)
gzBinario=mpu6050AxAyAzGxGyGzPot(1:numAmostras,3);

%conversao de binario para graus pelo Arduino
PotGraus=mpu6050AxAyAzGxGyGzPot(1:numAmostras,4);
Tamostragem=0.011;
t=[1:numAmostras]*Tamostragem;

PotRadianos=(PotGraus*pi/180)'; %conversão de graus para radianos
PotRadianosCorrigido=-(PotRadianos-pi); %ajuste do sistema de referência
mediaPotInicio=sum(PotRadianosCorrigido(1:100))/100;

PotRadianosCorrigido=PotRadianosCorrigido-mediaPotInicio;

numFigura=1;
figure(numFigura)
numFigura=numFigura+1;

plot(t,PotGraus)

ylabel('angulo do Pot (graus)')
xlabel('t(s)')
ha = findall (gca, '-property', 'fontsize');
set (ha, 'fontsize', 10);

```

Figura 56 – Leitura do potenciômetro e MPU6050

O potenciômetro, previamente ajustado no ensaio 1, foi monitorado neste ensaio 2. O resultado da captura desses dados foi medido em *LSB* e convertido em graus, será denominado neste trabalho, como ângulo θ de referência (em relação ao posicionamento da haste do pêndulo com o eixo vertical A_x), e está ilustrado no gráfico da Figura 57.

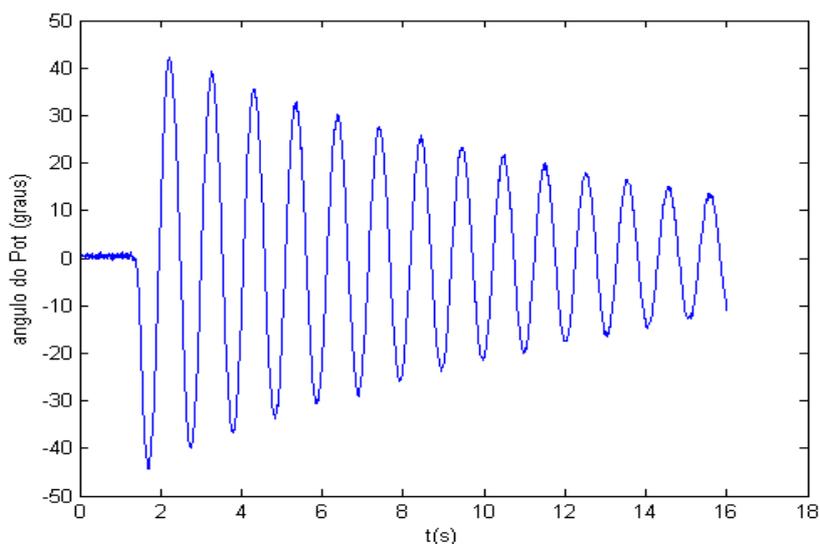


Figura 57 – Leitura do potenciômetro – θ de referência

A seguir é efetuada a correção de *offset*, onde o pêndulo deve permanecer parado no mínimo por um segundo. Com a média das cem primeiras amostras de **A_x**, **A_y** e **G_z** são calculados os ajustes de zero (*offset*).

O trecho a seguir faz a conversão de binário para m/s^2 do vetor **A_x** e desenha o gráfico da aceleração radial, em função do tempo.

```

g=9.80665; %aceleração da gravidade [m/s2]
mediaAxInicio=sum(axBinario(1:100))/100;
erroAx=mediaAxInicio;

axBinario=axBinario-erroAx;
fatorConvAcelerometro=4*g/65536;
ax=((axBinario)*fatorConvAcelerometro-g)'; %m/s2

figure(numFigura)
numFigura=numFigura+1;
plot(t,ax)

ylabel('ax (m/s2)')
xlabel('t(s)')
ha = findall (gca, '-property', 'fontsize');

```

Figura 58 – Cálculo do vetor A_x

A Figura 59 ilustra o gráfico de aceleração radial (A_x), captado pelo MPU6050, medido em LSB/g e convertido para m/s^2 , bem como o ajuste inicial necessário para se definir o sistema de referência e compensação do *offset* do acelerômetro.

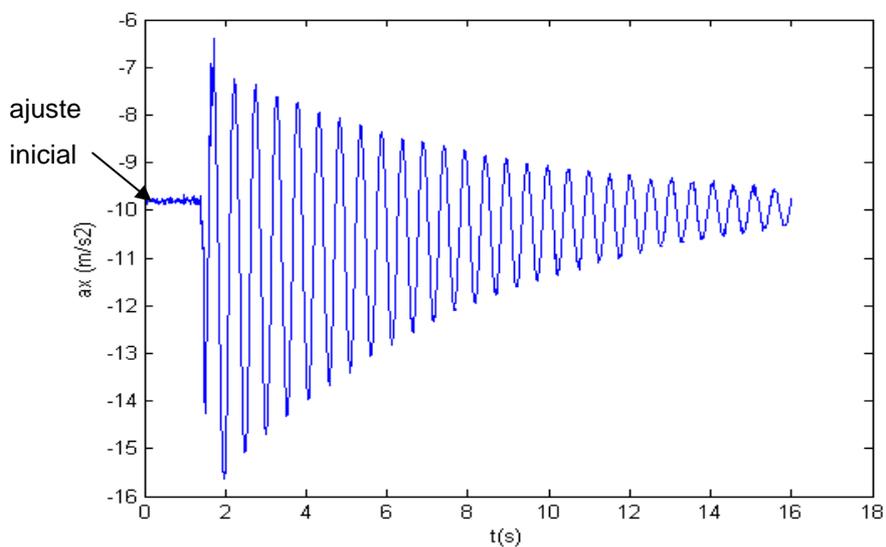


Figura 59 – Aceleração A_x

O trecho a seguir faz a conversão de binário para m/s^2 do vetor A_x , executa a compensação do *offset*, e desenha o gráfico da aceleração em função do tempo.

```
ay=(ayBinario*fatorConvAcelerometro)'; %m/s2

% correção de ay (offset)
mediaAyInicio=sum(ay(1:100))/100;
erroAy=mediaAyInicio;
ay=ay-erroAy;

figure(numFigura)
numFigura=numFigura+1;
plot(t,ay)
ylabel('ay (m/s2)')
xlabel('t(s)')
ha = findall (gca, '-property', 'fontsize');

set (ha, 'fontsize', 10);
```

Figura 60 – Cálculo do vetor A_y

A Figura 61 ilustra o gráfico de aceleração tangencial (A_y), captado pelo MPU6050, medido em *LSB/g* e convertido para m/s^2 , bem como o ajuste inicial necessário para se definir o sistema de referência e compensação do *offset* do acelerômetro.

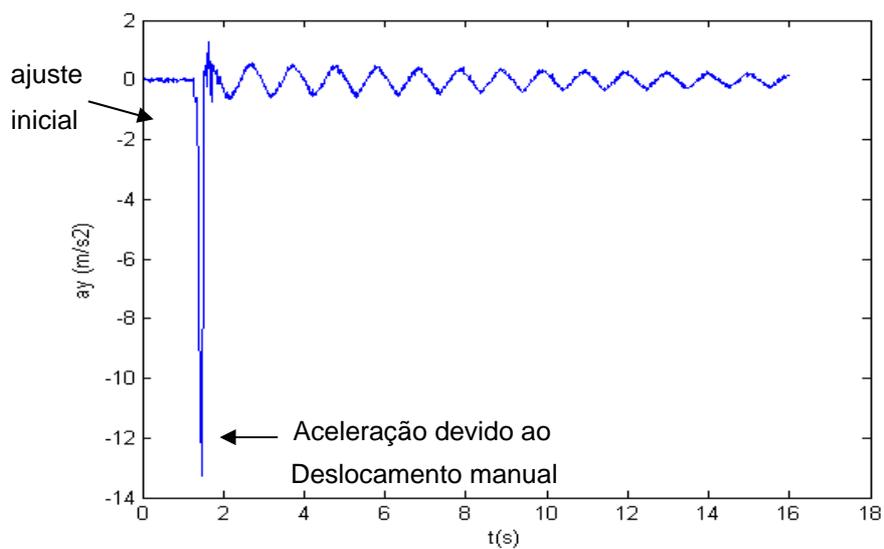


Figura 61 – Aceleração A_y

O trecho a seguir faz a conversão de binário para graus e desenha o gráfico da velocidade angular em função do tempo.

```
fatorConvGiroscopio=500*pi/180/65536; %de binario p/ rad/s
gz=(gzBinario*fatorConvGiroscopio)'; %rad

figure(numFigura)
numFigura=numFigura+1;
plot(t,gz)
ylabel('gz (rad/s)')
xlabel('t(s)')
ha = findall(gca, '-property', 'fontsize');
set (ha, 'fontsize', 10);
```

Figura 62 – Cálculo da velocidade angular Gz

A Figura 63 ilustra o sinal captado pelo MPU6050, medido em *LSB/rad/s* e convertido para *rad/s*, e o ajuste inicial necessário para se definir o sistema de referência e compensação do *offset* do giroscópio.

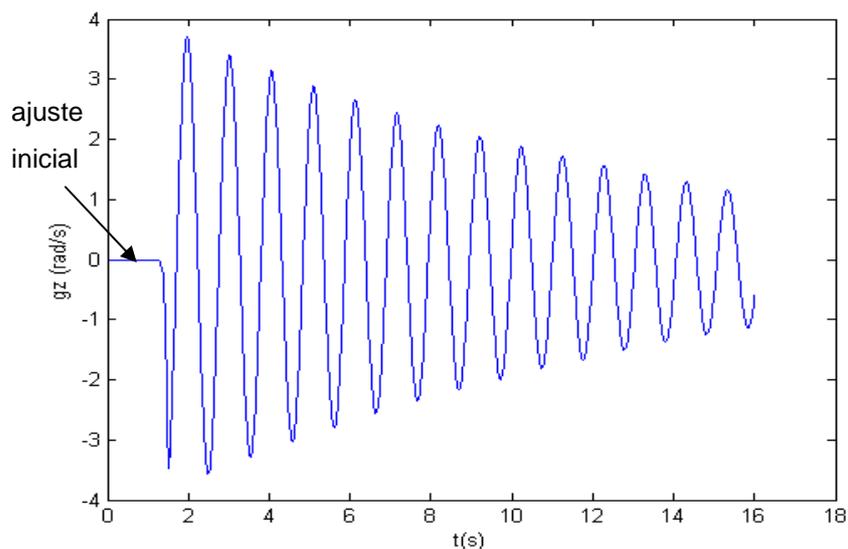


Figura 63 – Velocidade angular G_z

A seguir o trecho do programa que cria o gráfico para o ângulo estimado através da integração da velocidade angular, utilizando o método do trapézio.

```
figure(numFigura)
numFigura=numFigura+1;
plot(cumtrapz(gz));
title('Integração pelo método dos trapézios')
ylabel('theta (rad)')
xlabel('t(s)')
ha = findall (gca, '-property', 'fontsize');
set (ha, 'fontsize', 10);
```

Figura 64 – Cálculo do ângulo através da integração da velocidade angular

A Figura 65 ilustra o ângulo de posicionamento, obtido através da integração numérica da velocidade angular (interpolação pelo método dos trapézios) fornecida pelo giroscópio e convertido em graus, onde observa-se o desvio do centro de referência devido ao processo de integração.

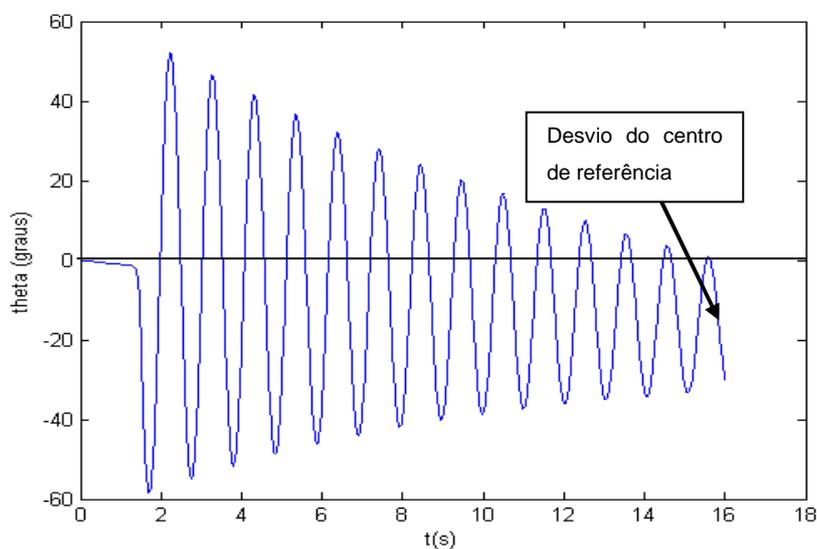


Figura 65 – θ obtido pela integração da leitura do giroscópio

Devido ao processo de integração, os erros acumulados crescem com o passar do tempo, o que inviabiliza essa técnica de forma única, conforme Figura 66.

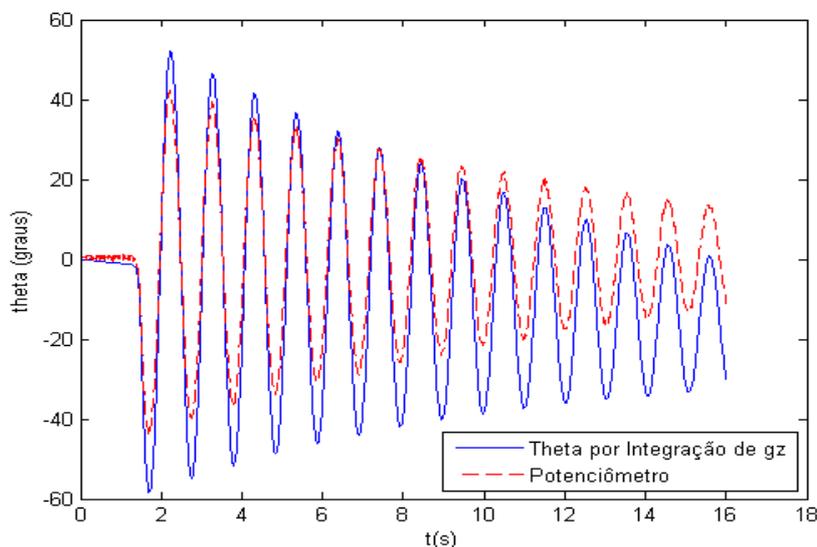


Figura 66 – θ de referência e θ obtido por integração de G_z

Para obter-se a aceleração angular, utilizou-se da técnica de interpolação polinomial, onde ao invés de derivarmos numericamente as informações da velocidade angular G_z , estas derivações são feitas a partir de polinômios que interpolam, por trechos, os dados experimentais (G_z). Para isto, a série de amostras de G_z foi dividida em segmentos contendo 10 amostras cada um. Para cada segmento, o Octave/MatLab calculou, pelo método dos mínimos quadrados, um polinômio interpolador de grau 3. A princípio, a escolha do grau deste polinômio é arbitrária. Neste caso, verificou-se que polinômios de grau 3 aproximavam bem a tendência das oscilações devidas ao pêndulo, ocorridas nos segmentos contendo 10 amostras. E, quanto maior o grau do polinômio interpolador, mais ele tende a deixar de acompanhar aquelas oscilações suaves do pêndulo, para passar a acompanhar as oscilações mais abruptas correspondentes ao ruído. (A partir do grau 9, polinômios interpoladores passariam exatamente pelos pontos amostrados, perdendo, assim, a capacidade de suavizar o efeito do ruído.) Quanto ao tamanho dos segmentos, quanto mais longos eles forem, mais oscilações do pêndulo eles contêm, exigindo o uso de polinômios de graus mais altos para acompanhar com precisão aquelas oscilações.

A seguir o trecho onde é efetuado o cálculo da aceleração angular, através da técnica de interpolação polinomial para a estimação, que faz com que o cálculo da derivada da velocidade angular seja efetuado com erro reduzido.

```
%calcula da aceleracao angular por derivada, %usando interpolacaopolinomial
inicioIntervalo=1;
tamIntervaloPoli=10;
numIntervalos=fix(numAmostras/tamIntervaloPoli);
numAmostrasPolisCompletos=numIntervalos*tamIntervaloPoli;
gzPoliAproxCompleta=zeros(1,numAmostrasPolisCompletos);
acelAngularCompleta=zeros(1,numAmostrasPolisCompletos);
for iteracao = 1:numIntervalos
    %Seleciona intervalo de tempo, com tamIntervaloPoli amostras:
    pontosTempo=t(inicioIntervalo:inicioIntervalo+tamIntervaloPoli-1);
    %Seleciona as tamIntervaloPoli amostras correspondentes de gz:
    pontosGz=gz(inicioIntervalo:inicioIntervalo+tamIntervaloPoli-1);
    %Calcula coeficientes do polinomio interpolador de grau 3:
    poliAproximGz=polyfit(pontosTempo,pontosGz,3);
    %Avalia polinomio nestes instantes:
    gzPoliAproxIntervalo=polyval(poliAproximGz,pontosTempo);

    poliDerivadaGz=polyder(poliAproximGz);
    acelAngularIntervalo=polyval(poliDerivadaGz,pontosTempo);
    gzPoliAproxCompleta(inicioIntervalo:(inicioIntervalo+tamIntervaloPoli-1)) =
gzPoliAproxIntervalo;
    acelAngularCompleta(inicioIntervalo:(inicioIntervalo+tamIntervaloPoli-1)) =
acelAngularIntervalo;
    inicioIntervalo=inicioIntervalo+tamIntervaloPoli;
end
tPolisCompletos=t(1:numAmostrasPolisCompletos);

figure(numFigura)
numFigura=numFigura+1;
plot(tPolisCompletos,acelAngularCompleta)
ylabel('acel angular (graus/s2)')
xlabel('t(s)')
ha = findall (gca, '-property', 'fontsize');
set (ha, 'fontsize', 10);
```

Figura 67 – Cálculo da aceleração angular (α)

A Figura 68 ilustra a aceleração angular, processada com as informações enviadas pelo giroscópio do MPU6050, após interpolação polinomial e derivação da velocidade angular.

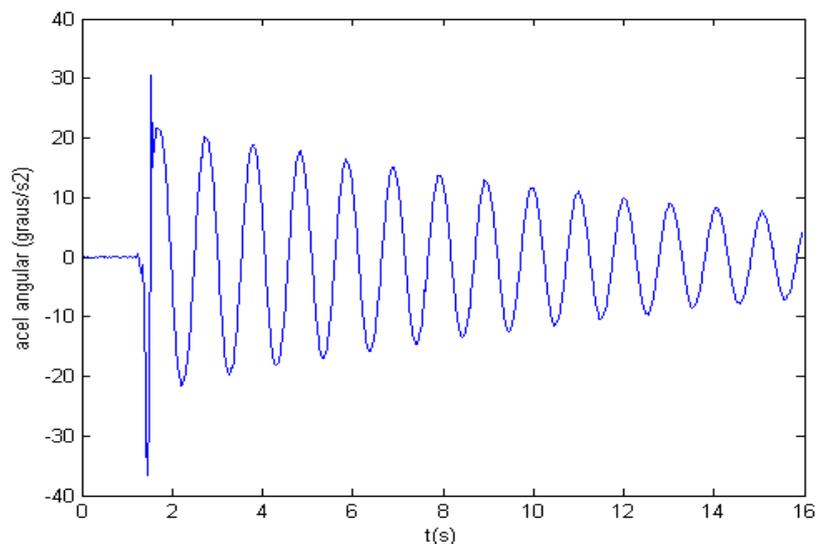


Figura 68 – Aceleração angular (α)

Com o uso da interpolação polinomial, a aceleração angular não apresentou desvio do centro de referência, possibilitando sua utilização, mesmo tendo apresentado uma variação quando o pêndulo foi movido de forma manual.

A seguir o trecho do programa que cria o gráfico para o ângulo estimado. O gráfico resultante é ilustrado na Figura 70, pág. 105.

```
at=ay(1:numAmostrasPolisCompleto);
raio=0.43;
ar=ax(1:numAmostrasPolisCompleto);
numerador=at-acelAngularCompleta*raio;
omega=gz(1:numAmostrasPolisCompleto);
denominador=ar-omega.^2*raio;

theta=-atan(numerador./denominador);
thetaGraus=theta*180/pi;

figure(numFigura)
numFigura=numFigura+1;
plot(tPolisCompleto,thetaGraus)
ylabel('theta estimado (graus)')
xlabel('t(s)')
ha = findall (gca, '-property', 'fontsize');
set (ha, 'fontsize', 10);
```

Figura 69 – Cálculo do ângulo estimado em graus

Depois de efetuado o ajuste de leitura do acelerômetro e do giroscópio é possível efetuar uma medição independente e simultânea com pêndulo em movimento, através do potenciômetro e MPU6050. Os resultados das medições do acelerômetro e do giroscópio são usados na estimação do ângulo, já o potenciômetro, a leitura da tensão gerada é convertida em um valor de 10 bits, que após processado, informa o ângulo de posicionamento do pêndulo. A Figura 70, ilustra o resultado do ângulo estimado, através do processamento dos sinais do acelerômetro e giroscópio.

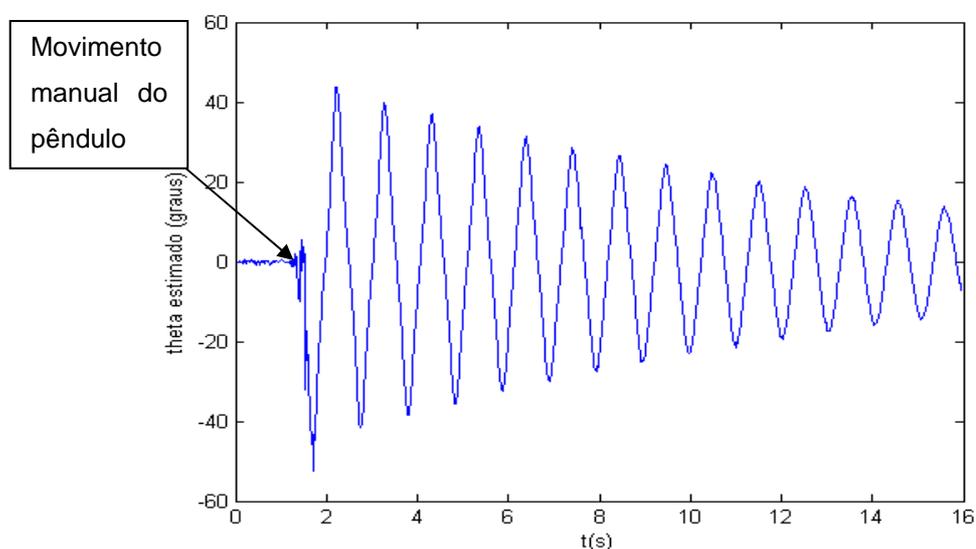


Figura 70 – θ estimado em função do tempo

A seguir o trecho da comparação entre o ângulo estimado (método proposto) e o ângulo do potenciômetro.

```
figure(numFigura)
numFigura=numFigura+1;

plot(tPolisCompleto,PotGraus(1:numAmostrasPolisCompleto),'b',...
tPolisCompleto,thetaGraus,'r')

ylabel('theta (graus)')
xlabel('t(s)')
title('comparacao')
ha = findall(gca, '-property', 'fontsize');
set(ha, 'fontsize', 10);
```

Figura 71 – desenho do gráfico de leitura do potenciômetro e MPU6050

Após completar as etapas de leituras independentes é possível analisar o resultado conjunto dos sinais $\dot{\theta}$ do acelerômetro e giroscópio, juntamente com o sinal do potenciômetro, através da interface analógica. Os sinais ilustrados na Figura 72 a seguir se referem ao pêndulo em movimento livre e após ajustes do sistema de referência do acelerômetro e do giroscópio, em relação ao ensaio 2. Observa-se que a estimação forneceu resultados muito bons para o ângulo em função de tempo.

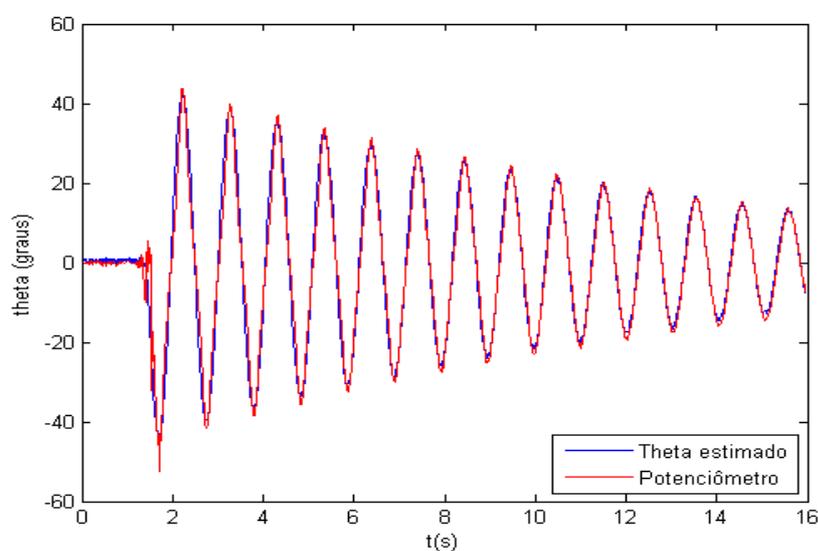


Figura 72 - comparação entre θ estimado e θ de referência

A seguir os sinais são comparados de forma estatística, onde é calculado o erro em cada ponto de amostragem, e posteriormente calculado o desvio da média do erro nesse espaço amostral. Para o cálculo do erro é utilizada o desvio médio quadrático (sigla em Inglês *RMSD* - *Root Mean Square Deviation*) que é uma medida das diferenças entre os valores estimados e os valores reais. O *RMSD* agrega essas diferenças individuais, chamadas de resíduos, em um único valor de previsão, o que torna o *RMSD* uma boa medida de precisão, como no caso entre o a leitura do potenciômetro, comparado com o processamento dos sinais do acelerômetro e giroscópio. O *RMS* é definido como a raiz quadrada do erro médio quadrático. Esse valor pode ser expresso pela equação:

$$\text{RMS}(\text{POT}, \text{MPU6050}) = \sqrt{(\text{POT} - \text{MPU6050})^2} \quad (53)$$

O *RMSD* é calculado pela equação:

$$\text{RMSD}(\text{POT}, \text{MPU6050}) = \sqrt{\frac{\sum_1^n (\text{POT}, \text{MPU6050})^2}{n}} \quad (54)$$

sendo POT o valor lido pelo potenciômetro e convertido em graus e MPU6050 o valor do ângulo estimado pelos acelerômetro e giroscópio em graus, com o gráfico correspondente ilustrado na Figura 73, no qual verifica-se o erro elevado quando o pêndulo é movido de forma manual.

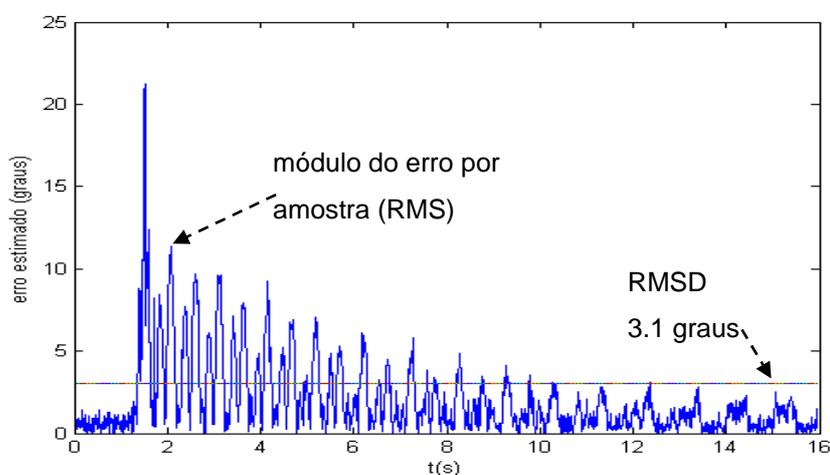


Figura 73 – Desvio médio quadrático entre potenciômetro e MPU6050

6.3.3 ENSAIO 3 – MÓDULO *DMP* E COMPARAÇÃO COM O POTENCIÔMETRO

No ensaio 3, uma nova série de dados foi capturada. Através da medição em conjunto com o potenciômetro e o módulo *DMP* do MPU6050, 1000 amostras foram coletadas em um intervalo de 10 ms entre elas, ou seja, tempo total de amostragem igual a 10s, com o pêndulo já em movimento livre, após ajustes do sistema de referência. Nesta etapa, as informações de posicionamento em função do tempo são geradas no próprio *hardware* do protótipo, através do módulo *DMP*. Os dados são capturados em um computador, por um software que faz a leitura da interface serial e posteriormente processados em um editor de planilhas (Excel), apenas para criar o gráfico final de posicionamento e comparação entre o *DMP* e o potenciômetro. A Figura 54 apresenta as declarações de variáveis e bibliotecas utilizadas na programação do microcontrolador.

```
// PROGRAMA DE LEITURA DO GIROSCÓPIO E CONVERSÃO PARA ANGULO EM GRAUS
// GILBERTO CUARELLI - JUNHO/2013
#include "Wire.h"
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050_6Axis_MotionApps20.h"//módulo DMP - Digital Motion Processing
MPU6050 mpu;

// MPU VARIÁVEIS DE STATUS
bool dmpReady = false; // status do DMP
uint8_t mpuIntStatus; // byte de status de interrupção MPU
uint8_t devStatus; // status após cada envio de informações (0=sucesso, !=0=erro)
uint16_t packetSize; // tamanho de pacote DMP (default 42 bytes)
uint16_t fifoCount; // contador de buffer FIFO
uint8_t fifoBuffer[64]; // tamanho do buffer
float AdcPot=0.0; // leitura do potenciômetro em 10bits
float Curso_Maximo=260.0; // curso máximo do potenciômetro em graus
float Vref=5.0; // Vcc do potenciômetro 5.0V
float Angulo=0.0

// MPU VARIÁVEIS DE ORIENTAÇÃO
Quaternion q; // [w, x, y, z] vetor quatérnio
VectorFloat gravity; // [x, y, z] vetor aceleração
float ypr[3]; // [yaw, pitch, roll] yaw/pitch/roll ângulos de Euler (vetor)

// === ROTINA DE INTERRUPTO ===
volatile bool mpuInterrupt = false;
```

Figura 74 – Bibliotecas e variáveis - MPU6050 e potenciômetro no Arduino

A biblioteca "*MPU6050_6Axis_MotionApps20.h*" foi desenvolvida por *Jeff Rowberg* com as informações disponibilizadas pelo fabricante do MPU6050, a qual possibilita o acesso ao módulo *DMP*, e está disponível em https://github.com/jrowberg/i2cdevlib/blob/master/Arduino/MPU6050/MPU6050_6Axis_MotionApps20.h.

A variável "Quaternion *q*", se refere ao vetor quatérnio, extraído do módulo *DMP*.

A variável "VectorFloatgravity", se refere ao vetor aceleração, onde apenas os eixos "x" e "y" são utilizados neste trabalho, mas o programa já possibilita a inclusão do terceiro eixo, disponível através do módulo *DMP*.

A seguir é apresentada na Figura 75, a função **loop()**.

```
void loop() { if (!dmpReady) return;
  while (!mpuInterrupt&&fifoCount<packetSize){} // AGUARDA INTERRUPTAO MPU
  mpuInterrupt = false; // INICIALIZA FLAG DE INTERRUPTAO
  mpuIntStatus = mpu.getIntStatus();
  fifoCount = mpu.getFIFOCount();

  if ((mpuIntStatus & 0x10) || fifoCount == 1024) { // VERIFICA OVERFLOW
    mpu.resetFIFO();
    Serial.println(F("FIFO overflow!"));

  } else if (mpuIntStatus & 0x02) {
    while (fifoCount < packetSize) fifoCount = mpu.getFIFOCount();
    mpu.getFIFOBytes(fifoBuffer, packetSize);
    fifoCount -= packetSize;

    AdcPot = analogRead(0); // leitura da entrada analógica (potenciômetro)

    Ângulo = AdcPot * Curso_Maximo / 1024.0 - Curso_Maximo / 2.0 // ângulo potenciômetro

    // ÂNGULOS DE EULER E YPR CONVERTIDOS EM GRAUS
    mpu.dmpGetQuaternion(&q, fifoBuffer); // quatérnio
    mpu.dmpGetYawPitchRoll(ypr, &q, &gravity); // ângulos YPR
    mpu.dmpGetEuler(euler, &q); // ângulos de Euler
    // Saída para interface serial => acelerômetro, giroscópio e potenciômetro

    Serial.print(euler[0] * 180/M_PI); // CONVERSAO DE RADIANS PARA GRAUS
    Serial.print(ypr[0] * 180/M_PI); // CONVERSAO DE RADIANS PARA GRAUS
    Serial.print(Ângulo); // ângulo potenciômetro
    Serial.print("\n"); }
```

Figura 75 – Função *loop()* – leitura do MPU6050 e potenciômetro no Arduino

A função **loop()** define os parâmetros para envio das informações do *DMP*, através da interface serial via protocolo *I²C*. O módulo *DMP* possui um *buffer* de 1024 posições, onde as informações são previamente armazenadas antes do envio. Quando esse *buffer* estiver todo ocupado um *flag* de Interrupção avisa o ocorrido (*overflow*). A variável *fifoCount* controla o espaço disponível, em relação à variável *packetSize*. Os ângulos correspondentes são calculados através das funções do *DMP*:

mpu.dmpGetYawPitchRoll(ypr, &q, &gravity) gera a matriz ***ypr***, onde o termo ***ypr[0]*** se refere ao ângulo do pêndulo em radianos, convertido posteriormente para graus.

mpu.dmpGetEuler(euler, &q) gera a matriz ***euler***, onde o termo ***euler[0]*** se refere ao ângulo do pêndulo em radianos, convertido posteriormente para graus. Verificou-se experimentalmente que os valores resultantes entre a matriz ***euler*** e a matriz ***ypr*** não apresentaram diferenças.

A seguir é apresentada a função ***setup()*** na Figura 76, onde é definida a configuração da taxa de transmissão da interface serial (115200 bis/s) e as mensagens de inicialização do MPU6050.

```

void dmpDataReady() {      mpuInterrupt = true; }
void setup() { // ===      ROTINA DE INICIALIZACAO SERIAL/I2C      ===
Wire.begin();
Serial.begin(115200);
Serial.println(F("Iniciando dispositivo I2C..."));
mpu.initialize();
Serial.println(F("Testando conexão serial..."));
Serial.println(mpu.testConnection() ? F("MPU6050 conectado com sucesso!") :
F("MPU6050 falha de conexão!"));
Serial.println(F("Iniciando DMP...")); // ROTINA DE INICIALIZACAO DO DMP
devStatus = mpu.dmpInitialize();
if (devStatus == 0) {Serial.println(F("Habilitando DMP..."));
mpu.setDMPEnabled(true); // Habilita detecção de interrupção
Serial.println(F("Habilitando detecção de interrupção..."));
attachInterrupt(0, dmpDataReady, RISING);
mpuIntStatus = mpu.getIntStatus();
dmpReady = true;
packetSize = mpu.dmpGetFIFOPacketSize();
} else { Serial.print(F("DMP falha de Inicializacao"));
Serial.print(devStatus);
Serial.println(F("")); }
}

```

Figura 76 – Função *setup()* – leitura do MPU6050 no Arduino

A Figura 77, ilustra o gráfico obtido com o ensaio 3. O programa utilizado encontra-se descrito no Ensaio 3 – Módulo *DMP* e comparação com o potenciômetro, pág. 108.

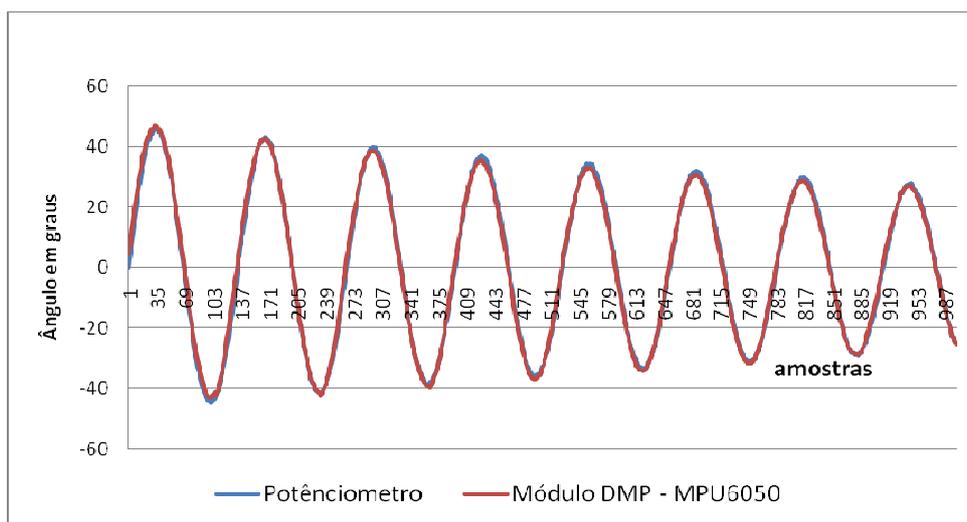


Figura 77 – Ensaio 3 - comparação entre ângulo estimado e potenciômetro

Observa-se que o resultado obtido com o ângulo estimado no ensaio 3 está ainda mais próximo ao ângulo de referência, em comparação ao resultado obtido no ensaio 2. Para a comprovação numérica, a seguir é apresentado o resultado da média do desvio quadrático entre os dois sinais comparados neste ensaio 3.

A Figura 78, ilustra o gráfico obtido com o ensaio 3, em relação da desvio médio quadrático entre o ângulo medido pelo potenciômetro e o ângulo estimado pelo módulo *DMP* do MPU6050.

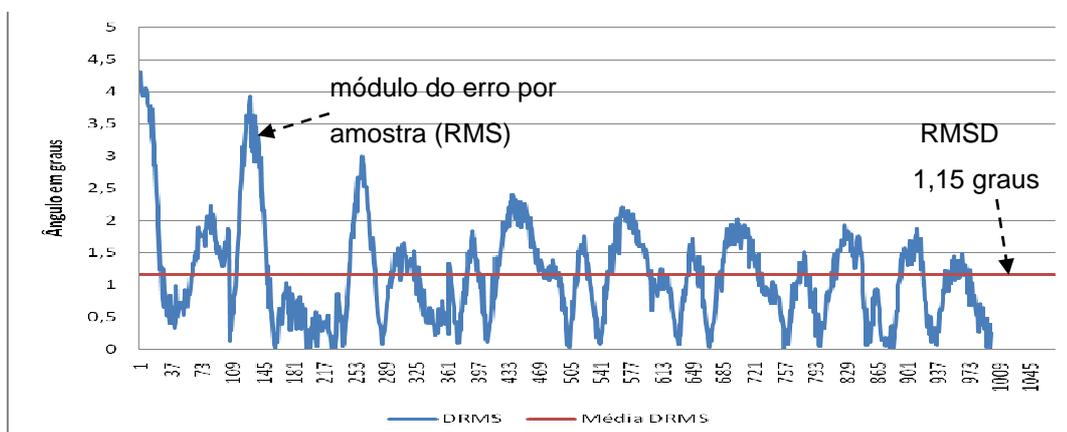


Figura 78 – Desvio médio quadrático entre potenciômetro e *DMP*

Ao comparar-se os gráficos referentes aos ensaios 2 e 3, verifica-se o menor erro apresentado no último ensaio, com o uso do potenciômetro e o módulo *DMP*. Considerando que o potenciômetro utilizado não é de alta precisão, o erro poderá ser ainda reduzido em trabalhos futuros, com a utilização de dispositivos que ofereçam maior precisão.

7 CONCLUSÃO

Como proposta inicial, alguns parâmetros da marcha humana são discutidos no capítulo 3.2 - Medições Temporais e como resultado verifica-se os seguintes itens que são possíveis de medição através deste trabalho:

- Passo: utilizando a informação referente à variação angular e o tempo decorrido entre dois momentos seguidos de máximo e o tamanho da perna do paciente, (sem considerar o deslocamento do eixo, pois ainda não está contemplado nesta fase do projeto);
- Passada: somatória de dois passos (esquerdo e direito);
- Largura do Passo: não contemplado nesta fase do projeto, pois necessita do terceiro eixo;
- Tempo do Ciclo: somatória do tempo de dois passos do mesmo membro;
- Cadência: número de passos em determinado período de tempo;
- Velocidade: Deslocamento por unidade de tempo.

O custo estimado de produção de um módulo, ao final do projeto utilizando o MPU6050, um microcontrolador Arduino ou compatível está abaixo de R\$ 200,00, supondo um total de seis módulos por paciente (três por perna) representa um valor máximo de R\$1.200,00 por paciente o que comparado com os métodos apresentados no capítulo 3.2.1 - Método de filmagem em sala especial, pág. 29, torna esta solução muito vantajosa comercialmente. No cálculo dos parâmetros citados, ainda terá de ser levada em conta a existência de uma articulação na perna (o joelho), o que a torna mais complexa do que o pêndulo. Mesmo assim, este trabalho contribui para que aquele objetivo seja alcançado.

Neste trabalho procurou-se fazer uma revisão de algumas representações usuais de matrizes de translação e rotação. Das representações apresentadas fez-se uma breve revisão da representação do sistema de coordenadas usando os ângulos de Euler, e a representação usando quatérnions para explicar a sequência de passos para obterem-se os valores finais extraídos e processados, através das leituras dos sensores inerciais. A representação das rotações usando quatérnions

tem sido utilizada em diversas áreas. A partir da definição de quatérnions, que pode ser visto como uma extensão dos números complexos pode-se desenvolver a álgebra dos quatérnions e provar a sua relação com as matrizes de rotação. Deste modo os quatérnions podem ser utilizados como uma representação alternativa às matrizes de rotação. As vantagens deste método destacam-se por um menor custo computacional, a não existência de condições críticas e a geração de sistemas bem condicionados na solução de problemas de orientação, maior simplicidade na restrição necessária para impor a ortogonalidade, a não existência de funções trigonométrica e a simplicidade das derivadas parciais em relação aos parâmetros.

Os resultados obtidos com o processamento dos sinais dos sensores inerciais se mantêm muito próximos em relação aos valores lidos por um potenciômetro linear, comprovando a eficiência da técnica de estimação utilizada. Nesta fase do projeto da medição de parâmetros da marcha humana, o uso do giroscópio vem a complementar o resultado final de estimação obtido, com o uso conjunto do acelerômetro, contribuindo de forma significativa para as próximas fases do projeto, onde vários dispositivos similares serão utilizados em conjunto. Também foi verificada uma limitação física do protocolo de comunicação \mathbb{F}^2C , com banda passante na ordem de 1 KHz, e em relação à taxa de amostragem, neste trabalho é utilizado o máximo de 100 amostras por segundo, pois verificou-se perda de dados com a utilização de amostragens maiores.

Verificou-se a alta confiabilidade do dispositivo *DMP*, o qual apresentou menor erro na estimação de valores, em relação à análise apenas do acelerômetro e giroscópio. Apesar das poucas informações encontradas sobre este dispositivo, ele tem a grande vantagem do processamento no próprio componente, evitando o processamento externo das informações.

7.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A proposta deste trabalho está inserida no contexto do projeto interinstitucional medição de parâmetros da marcha humana, como etapa inicial. São previstas novas

contribuições, necessárias para a continuidade da ideia inicial. Os estudos iniciados sobre os dispositivos *MEMS* e suas respectivas técnicas apresentadas pelos trabalhos disponíveis na literatura e a análise dos resultados dos experimentos aqui desenvolvidos apresentam contribuições importantes a este respeito. A seguir são identificadas algumas possibilidades para as próximas fases deste projeto, em trabalhos futuros.

Os resultados obtidos poderiam ser ainda melhores, já que o potenciômetro não era de alta qualidade como dispositivo de referência (não é totalmente linear e não é imune a ruído), propõe-se o uso de um *encoder* digital, onde é possível maior precisão (12 a 16 bits) e leitura digital direta.

Apesar da grande proximidade dos dados coletados e processados, o erro ainda existe (RMSD de 1,15 graus) e deve ser diminuído. Para a derivação de componentes de aceleração é utilizada a interpolação polinomial, propõe-se a comparação com técnicas de compensação e filtragem, como filtros de Butterworth, ou filtros de Kalman, com o objetivo de verificar a possibilidade, ou não, da redução do erro.

Outra necessidade é a substituição do pêndulo simples, por um sistema com pêndulo articulado, o qual representa melhor uma perna com articulação correspondente a um joelho, e adaptar o método de estimação ao novo dispositivo. Com o uso de vários dispositivos acoplados em várias partes do corpo, é fundamental o conjunto de acelerômetros e giroscópios, com o envio de informações simultâneas, para o correto sincronismo entre os sistemas de coordenadas.

A taxa de amostragem utilizada neste trabalho está limitada à interface $\dot{P}C$. Trabalhos futuros devem verificar se essa situação atende às especificações da fisioterapia e se necessário, é sugerido utilizar o protocolo de comunicação *SPI*, que atinge taxas maiores, com banda passante na ordem de MHz.

Testes com o terceiro eixo foram realizados no acelerômetro e giroscópio, mas devido ao objetivo inicial ser de apenas em dois eixos, este não se aplica a um sistema de pêndulo, e deve ser contemplado em trabalhos futuros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BAGALÀ, F.; FUSCHILLO, V. L.; CHIARI, L.; CAPPELLO, A.; Calibrated 2D Angular Kinematics by Single-Axis Accelerometers: From Inverted Pendulum to N-Link Chain; (BAGALÀ, 2012).

BAMBERG, S.J.M.; BENBASAT, A.Y.; SCARBOROUGH, D.M.; KREBS, D.E.; PARADISO, J.A.; Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol.12, no.4, Julho de 2008 (BAMBERG, 2008).

GODFREY, A.; HOURIGAN, T.; ÓLAIGHIN, G. M.; Pendulum Analysis of an Integrated Accelerometer to assess its suitability to measure Dynamic Acceleration for Gait Applications (GODFREY, 2007).

FINCH, M. C; LINTERN, T. O.; TABERNER, A. J. ; NIELSEN, P. M. F.; Effectiveness of model-based motion estimation from an inertial measurement unit; The University of Auckland ;Auckland; New Zealand (FINCH, 2011).

FREESCALE MMA7660FC Rev. 8 03/2012; Freescale Semiconductor Literature Distribution Center; (FREESCALE, 2012).

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. – Fundamentos de Física – LTC Livros Técnicos e Científicos, 2009, 8ª Edição, v. 1 e 2 (HALLIDAY, 2009).

ICSTATION. IMU MPU6050; Disponível em:<http://www.icstation.com/ebay/IC/GY521mpu-6050.rar> Acesso em 15/12/2012 (ICSTATION, 2012).

INVENSENSE INC, MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification, Revision 3.3, 5/16/2012, (INVENSENSE, 2012).

KIONIX. MEMS Accelerometers-InertialSensors; Disponível em: <http://www.kionix.com/accelerometers>; Acesso em 15/11/2012 (KIONIX, 2012).

MARTINS, D. A. Utilização do *WalkingSense* para a Medição da Velocidade Média da Marcha Humana; FCS/ECS; Porto; Portugal; Junho/2011 (MARTINS, 2011).

MORRIS, A.S.; *Measurement & Instrumentation Principles*, Butterworth-Heinemann Publishing, England, 2002 (MORRIS, 2002).

MUNDERMANN, L.; CORAZZA, S.; ANDRIACCHI, T.P.; The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, março de 2006; (MUNDERMANN, 2006).

PANG, G.; LIU, H.; *Evaluation of a Low-Cost MEMS Accelerometer for Distance Measurement*; 2001; (PANG, 2001).

PAZOS, F.; *Automação de Sistemas & Robótica*; Axel Books do Brasil Editora; Rio de Janeiro, 2002; (PAZOS, 2002).

PERRY, J.; *Análise de Marcha*, v. 1, 2 e 3: *Marcha patológica*. Barueri; SP; Manole; 2005 (PERRY, 2005).

SANTOS, V. M. F.; *Robótica Industrial*; Universidade de Aveiro; Aveiro 2004; (SANTOS, 2004).

SAUNDERS, J. B.; DEC. M.; EDIN, M.B; INMAN, V. T.; EBERHART, H. D.; *Major Determinants In Normal And Pathological Gait*; San Francisco; CALIFORNIA; 1953; (SAUNDERS, 1953).

SEIFERT K.; CAMACHO O.; *Implementing Positioning Algorithms Using Accelerometers*; Freescale Semiconductor; Application Note AN3397; Rev 0, 02/2007 (SEIFERT, 2007).

STMICROELECTRONICS-PRODUCT TECHNOLOGIES. *MEMS: Micro-Electro-Mechanical System*. Disponível em: <http://www.st.com/stonline/products/technologies/mems/mems.htm> (STMICROELECTRONICS, 2012).

VICON MOTION SYSTEMS. GaitAnalysis + Rehabilitation; Disponível em: http://www.vicon.com/applications/gait_analysis.html; acesso em 06/06/2012(VICON, 2012).

WHITTLE, M.; Gait analysis: an introduction, 4th Ed., Edinburgh: Butterworth Heinemann; 2007; (WHITTLE, 2007).