

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA  
BACHARELADO EM ENGENHARIA ELETRÔNICA**

**AMANDA DELATORRE  
PÂMELA MICHELI TREUK**

**DISPOSITIVO DE MEDIDA INERCIAL PARA AVALIAR EQUILÍBRIO  
CORPORAL EM IDOSOS**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**PONTA GROSSA  
2017**

**AMANDA DELATORRE  
PÂMELA MICHELI TREUK**

**DISPOSITIVO DE MEDIDA INERCIAL PARA AVALIAR EQUILÍBRIO  
CORPORAL EM IDOSOS**

Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentado como requisito parcial à  
obtenção do título de Bacharel em  
Engenharia Eletrônica, do Departamento  
de Eletrônica, da Universidade Tecnológica  
Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Okida  
Coorientador: Prof. Dr. Jeferson José de  
Lima

**PONTA GROSSA  
2017**



---

## **TERMO DE APROVAÇÃO**

**DISPOSITIVO DE MEDIDA INERCIAL PARA AVALIAR EQUILÍBRIO CORPORAL EM IDOSOS**

por

**AMANDA DELATORRE  
PÂMELA MICHELI TREUK**

Este(a) Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado(a) em 11 de agosto de 2017 como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica. As candidatas foram arguidas pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

---

Prof. Dr. Sérgio Okida  
Prof. Orientador

---

Prof. Dr. Jeferson José de Lima  
Prof. Coorientador

---

Prof. Dr. Ângelo Marcelo Tuset  
Membro titular

---

Prof. Msc. Nelson Ari Canabarro de  
Oliveira  
Membro titular

Dedico este trabalho em memória aos meus avós Celso e Catarina, com todo meu amor e gratidão, por tudo que fizeram por mim ao longo de minha vida

Amanda Delatorre

Dedico este trabalho ao meu pai Velislei, minha mãe Janete, meus irmãos Iury e Brenda e ao meu namorado Leandro pelas palavras de incentivo e por todo apoio.

Pâmela Micheli Treuk

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente à Deus, por ter me proporcionado sabedoria e força para concluir a graduação, apesar das dificuldades encontradas durante o caminho.

Agradeço aos meus pais Sandra e Guilherme, pelo incentivo e por acreditarem em mim.

Aos meus orientadores, Professor Sérgio Okida e Professor Jeferson Lima, por todo suporte e conhecimento compartilhado que tornaram possível a conclusão desta monografia.

Às minha tias, Juliana e Selma pelo suporte a este trabalho.

À minha irmã Giovanna pelas fotografias e desenhos deste trabalho.

Aos meus amigos, pelas alegrias, tristezas e dores compartilhadas. Com vocês, as pausas entre um parágrafo e outro de produção melhora tudo que tenho produzido na vida.

À minha dupla e amiga Pâmela pelo suporte emocional, conhecimento compartilhado e por todos os momentos descontraídos de aprendizagem que me proporcionou.

À UTFPR-PG, pela incentivo financeiro à este trabalho.

Amanda Delatorre

Agradeço primeiramente à Deus, por ter me proporcionado sabedoria e força para concluir a graduação, apesar das dificuldades encontradas durante o caminho.

Agradeço aos meus pais Janete e Velislei, pelo apoio, pelo incentivo a estudar, pelo suporte e por me auxiliarem nos momentos que precisei de ajuda ou amparo.

Agradeço aos meus irmãos Brenda e Iury pelo companheirismo, amizade e momentos de descontração.

Agradeço ao meu amado namorado Leandro pelo seu apoio, paciência, compreensão, amizade e por sempre estar disposto a ajudar.

Agradeço a todos os professores da graduação, em especial ao meu orientador Prof. Dr. Sérgio e ao meu coorientador Prof. Dr. Jeferson pela disposição, auxílio e por todo conhecimento compartilhado.

Agradeço aos amigos que contribuíram de alguma forma para a minha formação acadêmica, principalmente a minha dupla e amiga Amanda pela sua dedicação, paciência, por todos os momentos descontraídos e de aprendizagem que me proporcionou.

Pâmela Micheli Treuk

## RESUMO

DELATORRE, Amanda; TREUK, Pâmela Micheli. **Dispositivo de medida inercial para avaliar equilíbrio corporal em idosos.** 2017. 72 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, 2017.

Haja vista que a população mundial está envelhecendo e quedas em indivíduos idosos são recorrentes, o estudo do controle postural em idosos torna-se importante. O estudo do controle postural é complexo uma vez que é realizado em indivíduos com a capacidade motora deficitária. Portanto, para o estudo da oscilação corporal, propôs-se um sistema composto por sensores inerciais. A aplicação dos sensores inerciais para o diagnóstico de controle postural tem a capacidade de aferir os ângulos de oscilação do centro de massa corporal de um indivíduo (COM). Neste estudo, foi desenvolvido uma pesquisa baseada em sensores de tecnologia microeletromecânica, mais especificamente o acelerômetro, magnetômetro e giroscópio. O projeto do protótipo consistiu no desenvolvimento de um circuito constituído de etapas diferenciadas de acordo com a sua funcionalidade, tais como o módulo de aquisição, o módulo de processamento de sinais e o módulo de comunicação. A aquisição do sinal da oscilação corporal é adquirida através do sensor GY-9250, composto por: acelerômetro, giroscópio e magnetômetro. No entanto, o giroscópio, acelerômetro e o magnetômetro trabalham individualmente com suas variáveis amostradas, portanto, para que fosse possível realizar uma análise dos dados foi necessário uma junção dos dados dos sensores a fim de propor a estimação da posição e orientação no espaço  $\mathbb{R}^3$ , que no presente trabalho é demonstrado pelos ângulos de *Yaw* (Guinada), *Pitch* (Inclinação) e *Roll* (Rolamento) por meio do cálculo de quatérnios. Os sinais adquiridos são filtrados, processados, enviados para um computador e visualizados por meio de gráficos no *software* MATLAB®. O microcontrolador utilizado no projeto foi o ATMEGA328P, responsável pelo processamento e controle do tráfego de dados entre sensor e o módulo *Bluetooth*® HC-05, este realiza a comunicação entre *hardware* e computador para produzir a visualização dos dados em uma interface gráfica. Os testes foram realizados em todas as etapas de desenvolvimento do projeto. Os resultados obtidos foram satisfatórios, atendendo as condições de monitoramento da oscilação postural em um movimento específico que trouxe resultados significativos e propostas para trabalhos futuros.

**Palavras-chaves:** Oscilação corporal. Controle postural. Equilíbrio. Sensor inercial. Monitoramento.

## ABSTRACT

DELATORRE, Amanda; TREUK, Pâmela Micheli. **Inertial measurement device to assess balance in the elderly** 2017. 72 f. Completion of course work (Bachelor's degree in Electronic Engineering) - Federal Technological University of Paraná. Ponta Grossa, 2017.

As the world population is aging and falls in elderly individuals are recurrent, the study of postural control in the elderly becomes important. The study of postural control is complex since it is performed in individuals with a deficit in motor capacity. Therefore, for the study of body oscillation, a system composed by inertial sensors is proposed. The application of the inertial sensors for the diagnosis of postural control has the ability to measure the oscillation angles of an individual's body's center of mass. In this work, research is performed in microelectromechanical technology sensors, more specifically, an accelerometer, a magnetometer and a gyroscope. The prototype's design consists in the development of a circuit composed of differentiated stages according to their functionality, such as the acquisition module, the signals processing module, and the communication module. The body oscillation signal is acquired through the GY-9250 sensor, which is composed by an accelerometer, a gyroscope, and a magnetometer. The gyroscope, the accelerometer, and the magnetometer work individually with their sampled variables. In order to perform the required analysis of the angles, it is, then, necessary to join the data of three individual sensors together. With the data of the angles obtained through the sensors an estimation of the position and the orientation in the  $\mathbb{R}^3$  space of the individual's body's center of mass is proposed. The rotation angles in the space  $\mathbb{R}^3$  are the Yaw, Pitch and Roll angles. These rotations are implemented through the use of quaternions. The acquired signals are filtered, processed, and then sent to a computer, where they can be visualized by means of graphics created in the MATLAB® software. The microcontroller used in the project is the ATMEGA328P, responsible for processing and controlling the data traffic between the sensor and the Bluetooth® module HC-05. The microcontroller manages the communication between hardware and computer in order to deliver the data visualization in a graphical interface. The results obtained in this work take into account the conditions of postural oscillation monitoring and are considered both significant and satisfactory. Proposals for future research are discussed and presented.

**Key-words:** Body oscillation. Postural control. Balance. Inertial sensor. Monitoring.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	–	<b>Cíngulo do membro inferior</b> .....	19
Figura 2	–	<b>Ângulo lombossacral normal, lordose aumentada e lordose diminuída</b> .....	20
Figura 3	–	<b>Alinhamento das espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS)</b> ....	20
Figura 4	–	<b>Posição da pelve no plano sagital</b> .....	21
Figura 5	–	<b>Elevação do membro inferior esquerdo</b> .....	22
Figura 6	–	<b>Ângulo de inclinação do fêmur em adultos no plano frontal</b> ....	23
Figura 7	–	<b>Músculos do <i>CORE</i></b> .....	24
Figura 8	–	<b>Postura na visão lateral</b> .....	25
Figura 9	–	<b>Relação entre COP e COM durante postura ereta em 6 posições diferentes</b> .....	26
Figura 10	–	<b>Situações de equilíbrio</b> .....	30
Figura 11	–	<b>Diagrama de acelerômetro capacitivo</b> .....	33
Figura 12	–	<b>Estrutura de giroscópios MEMS</b> .....	34
Figura 13	–	<b>Rotações Guinada, Inclinação e Rolamento</b> .....	34
Figura 14	–	<b>Bússola eletrônica</b> .....	35
Figura 15	–	<b>Circuito integrado do MPU-9250</b> .....	36
Figura 16	–	<b>Diagrama de blocos do filtro para o cálculo da estimação da posição</b> .....	37
Figura 17	–	<b>Modelo do filtro de Kalman</b> .....	39
Figura 18	–	<b>Representação gráfica da rotação entre quatérnios</b> .....	42
Figura 19	–	<b>Representação gráfica das componentes perpendicular e paralela do vetor <math>r</math></b> .....	43
Figura 20	–	<b>Módulo Bluetooth HC-05</b> .....	48
Figura 21	–	<b>Visão geral do sistema</b> .....	49
Figura 22	–	<b><i>Hardware</i></b> .....	50
Figura 23	–	<b>Dispositivo em funcionamento</b> .....	51
Figura 24	–	<b>Módulo de alimentação</b> .....	51
Figura 25	–	<b>Módulo de aquisição</b> .....	52
Figura 26	–	<b>Módulo de processamento de sinais</b> .....	53
Figura 27	–	<b>Módulo de comunicação</b> .....	54
Figura 28	–	<b>Fluxograma do módulo de processamento de sinais</b> .....	55
Figura 29	–	<b>Dispositivo alocado no centro de massa corporal</b> .....	56
Figura 30	–	<b>Diagrama de <i>Biofeedback</i></b> .....	57
Figura 31	–	<b>Sistema de medição da oscilação corporal</b> .....	57
Figura 32	–	<b>Eixos e planos cardeais do corpo</b> .....	58
Figura 33	–	<b>Movimentos angulares</b> .....	58
Figura 34	–	<b>Visão superior da placa de circuito impresso</b> .....	59
Figura 35	–	<b>Visão inferior da placa de circuito impresso</b> .....	60
Figura 36	–	<b>Visão superior do <i>layout</i> da placa de circuito impresso</b> .....	61
Figura 37	–	<b>Visão inferior do <i>layout</i> da placa de circuito impresso</b> .....	61
Figura 38	–	<b>Aferição dos ângulos em Guinada, Inclinação e Rolamento</b> ...	63

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

APFRS	Antero-posterior da força de reação ao solo
A/D	Analógico/digital
BOS	Base de suporte
CDC	<i>Center for Disease Control and Prevention</i>
CG	Centro de gravidade
CMOS	Semicondutores de metal-óxido complementar
COM	Centro de massa corporal
COP	Centro de pressão
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
DMP	Movimento digital integrado
EEPROM	<i>Erasable Programmable Read-only Memory</i>
EIAS	Espinhas ilíacas ântero-superiores
GLP	Linha de gravidade
GPS	<i>Global Positioning System</i>
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
ISM	<i>Industrial Scientific and Medical</i>
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems</i>
SCA	<i>Serial data</i>
SCL	<i>Serial clock</i>
VFRS	Vetor força de reação do solo

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>11</b>
1.1 DELIMITAÇÃO DO TEMA	12
1.2 PROBLEMA	12
1.3 HIPÓTESE/PREMISSA	13
1.4 OBJETIVOS	13
1.4.1 Objetivo Geral	13
1.4.2 Objetivo Específico	14
1.5 JUSTIFICATIVA	14
1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	16
<b>2 METODOLOGIA</b>	<b>17</b>
<b>3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>18</b>
3.1 CINESIOLOGIA CLÍNICA E ANATOMIA DE SUSTENTAÇÃO	18
3.1.1 Sistema de movimento corporal	18
3.1.2 Cíngulo do Membro Inferior	19
3.1.3 Fêmur	22
3.1.4 Musculatura de sustentação	23
3.2 CONTROLE POSTURAL	24
3.3 EQUILÍBRIO CORPORAL EM IDOSOS	28
3.4 UNIDADE DE MEDIDA INERCIAL	30
3.4.1 Sistemas Microeletromecânicos - MEMS	31
3.4.2 Acelerômetro MEMS	32
3.4.3 Giroscópio MEMS	33
3.4.4 Bússola Eletrônica	34
3.4.5 Características do MPU-9250	36
3.5 FILTRO DE FUSÃO DE DADOS	36
3.5.1 Representação por quatérnios	39
3.5.2 Rotações no espaço $\mathbb{R}^3$	42
3.5.3 Relação entre quatérnios e rotações	45
3.6 CONVERSOR ANALÓGICO/DIGITAL	46
3.7 MICROCONTROLADOR	46
3.7.1 Características do ATMEGA328P	47
3.8 COMUNICAÇÃO SERIAL	47
3.9 COMUNICAÇÃO BLUETOOTH	47
<b>4 DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO</b>	<b>49</b>
4.1 VISÃO GERAL DO SISTEMA	49
4.2 HARDWARE	49
4.2.1 Módulo de alimentação	51
4.2.2 Módulo de aquisição	52
4.2.3 Módulo de processamento de sinais	53
4.2.4 Módulo de comunicação	54
4.3 SOFTWARE	54
4.4 AQUISIÇÃO DE SINAL	56
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>59</b>
5.1 CIRCUITO DE AQUISIÇÃO DO SINAL	59
5.2 VISUALIZAÇÃO DA OSCILAÇÃO CORPORAL	62
<b>6 CONCLUSÃO</b>	<b>64</b>

<b>7 REFERÊNCIAS .....</b>	<b>65</b>
----------------------------	-----------

## 1 INTRODUÇÃO

À medida que o ser humano envelhece, os sistemas sensoriais responsáveis pelo controle postural são afetados, predispondo o indivíduo à instabilidade corporal (RICCI, GAZZOLA, COIMBRA, 2009). A instabilidade corporal é um dos principais problemas de saúde da população idosa e tem sido identificado como um grave problema de saúde pública (BAKER, 1985).

Segundo Riccio e Stoffregen (1988) a instabilidade postural é definida como um movimento descontrolado dos sistemas de percepção e ação. As ações que minimizam os movimentos descontrolados requerem esforço, de modo que na ausência deste esforço, ocorre a instabilidade postural (RICCIO; STOFFREGEN, 1991). Cupps (1997) define o controle postural como a habilidade de assumir e manter a posição corporal desejada durante uma atividade, seja ela estática ou dinâmica.

A instabilidade postural pode ocasionar a queda, que por sua vez pode provocar fraturas e lesões que ocasionam o impedimento de locomoção e a dependência de terceiros. Segundo relatório da Organização Mundial da Saúde (2007) as quedas representam 40% de todas as mortes por lesões, e no entanto, esta taxa de mortalidade pode variar de acordo com o país e as políticas de prevenção à quedas. No Brasil, segundo o Ministério da Saúde (2009) cerca de 30% dos idosos de 60 anos sofrem quedas a cada ano, enquanto este número aumenta para 40% em idosos de 80 anos ou mais. As mulheres tendem a cair mais que os homens até os 75 anos de idade, a partir dessa idade as frequências se igualam. Sobretudo, mesmo na ausência de traumas físicos, parte dos idosos que sofrem uma queda adquirem traumas psicológicos e ficam reclusos em seus domicílios diminuindo sua qualidade de vida (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2007).

A avaliação postural é o passo inicial para qualquer tratamento fisioterapêutico da manutenção do equilíbrio corporal. A partir do alinhamento dos segmentos corporais cria-se uma hipótese de distribuição de carga e solicitação mecânica para estruturas como músculos, ligamentos e articulações (FERREIRA, 2005). O tratamento é estabelecido de forma conduzir o paciente para o que é considerado um referência ideal. A prevenção de quedas em idosos também diminui os custos de cuidados com mesmos, que abrangem cuidados de saúde, como medicamentos e serviços adequados, consultas de profissionais da saúde para tratamento e reabilitação.

No presente trabalho, optou-se por utilizar sensores fabricados utilizando a tecnologia de *Micro-Electro-Mechanical Systems*, ou (MEMS). Esta tecnologia é utilizada para criar pequenos circuitos integrados que combinam componentes elétricos e mecânicos. Este sistema, tem a habilidade de sensoriar, controlar e atuar

em uma micro escala e gerar efeitos em uma macro escala. Nas últimas décadas a tecnologia de *Micro-Electro-Mechanical Systems* (MEMS) foi adotada em um vasto campo de aplicações. Recentemente surgiu um interesse da utilização dos sensores MEMS em aplicações médicas voltadas à análise do movimento humano. A integração de sensores em um sistema de medida inercial atua como uma ferramenta (BONATO, 2005) para o tratamento do equilíbrio humano, reabilitação esportiva, prevenção de quedas e fortalecimento da musculatura humana. As ferramentas provenientes de sensores MEMS, quando vestíveis, se enquadram na tecnologia *wearable* de sistemas vestíveis.

Historicamente, o conceito de um dispositivo *wearable* existe há séculos. O bolso e os relógios de pulso são os melhores exemplos conhecidos de um dispositivo amplamente popular que ainda hoje está em uso. O termo *wearable*, como conhecemos atualmente pode ser remetido aos computadores vestíveis que surgiram na década de 60. Em 1980, Mann definiu que um computador vestível inclui ser: eudemônico, existencial e em constante operação e interação (SAZONOV; NEUMAN, 2014) e, posteriormente, Mann desenvolveu um sistema de uso geral composto por uma tela fixada na cabeça que provia texto, gráficos, áudio e vídeo, e era controlado por um teclado. Desde então, o estudo proveniente de sistemas vestíveis composto por sensores proporcionam uma vasta aplicação na área militar, esportiva e médica. A avaliação da oscilação corporal na postura ereta é fundamental para compreender o controle postural e, a por meio da tecnologia de sistemas vestíveis o presente trabalho propõe o desenvolvimento de um dispositivo composto por sensores de medidas inerciais, caracterizado por enquadrar-se na tecnologia *wearable*.

## 1.1 DELIMITAÇÃO DO TEMA

O estudo do controle postural vem sendo cada vez mais aprimorado, trazendo consigo novos métodos de quantificar a oscilação postural. A técnica mais utilizada atualmente para aferir a oscilação corporal é a plataforma de força, que traz consigo bons diagnósticos, mas ainda apresenta alto custo. Nesta pesquisa, será apresentado um protótipo para mensuração da oscilação corporal em idosos, composto por sensores de medidas inerciais, processamento digital e comunicação via *Bluetooth®*.

## 1.2 PROBLEMA

Projeto e desenvolvimento do protótipo de um dispositivo que realiza mensuração da oscilação postural. Este dispositivo pode ser utilizado por médicos e

fisioterapeutas para apoio ao diagnóstico de equilíbrio postural em idosos e, patologias provenientes da falta de equilíbrio postural.

### 1.3 HIPÓTESE/PREMISSA

O dispositivo fornecerá informações qualitativas ao médico ou fisioterapeuta, apresentando a oscilação postural de forma gráfica, possibilitando o acompanhamento da progressão do paciente desde a primeira consulta. Uma vez que o protótipo do dispositivo realize a aferição da oscilação postural, o mesmo poderá ser adaptável para tratamento do controle postural.

### 1.4 OBJETIVOS

#### 1.4.1 Objetivo Geral

Pretende-se, mediante pesquisa, desenvolver um protótipo de dispositivo composto de sensores inerciais para avaliar os equilíbrios estáticos e dinâmicos em idosos, que fornecerá informações importantes sobre o grau de perda de coordenação motora e possibilitará a prescrição de terapias que melhorem a qualidade de vida e condição motora destes pacientes. O dispositivo deverá aferir e reportar em interface gráfica o seu próprio deslocamento espacial 3D (3 eixos de movimento denominados X, Y e Z, especialmente dois deles, denominados eixo X e Y) de um indivíduo quando submetido a exercícios físicos previamente estabelecidos. O dispositivo deverá ser fixado no corpo humano, próximo ao centro de massa corporal (COM). O estudo da trajetória do centro de massa do corpo humano é realizado para compreender os mecanismos de controle postural em diferentes ações motoras (WINTER, 1979), sendo que para mensurar a oscilação alguns instrumentos e métodos são utilizados na pesquisa postural. O dispositivo proposto será capaz de aferir a oscilação e pode ser comparado à plataforma de força, instrumento este atualmente utilizado para medir as oscilações do corpo durante a postura ereta (DUARTE; MOCHIZUKI, 2001). Portanto, a proposta deste dispositivo é aferir resultados próximos aos resultados da plataforma de força por meio da aquisição e transmissão dos dados biométricos para um computador. Os custos do dispositivo quando comparados à plataforma de força, apresentam-se bem reduzidos, ou seja, com os custos reduzidos do dispositivo proposto popularizar-se-a a manutenção do equilíbrio humano, bem como a prevenção de quedas em idosos com *deficit* de equilíbrio corporal.

#### 1.4.2 Objetivo Específico

- Realizar pesquisa sobre os principais métodos de estudos do controle e avaliação do equilíbrio postural;
- Realizar um estudo sobre sensores de medidas inerciais microeletromecânicos;
- Apresentar um esquema de configuração e disposição dos sensores capaz de dar origem a um dispositivo viável de ser construído;
- Desenvolver circuito de aquisição de sinal enviado por meio da tecnologia *Bluetooth®*;
- Apresentar testes e ensaios preliminares de aquisição de dados da oscilação corporal, realizados nas pesquisadoras do projeto;
- Tornar o dispositivo adaptável para gameterapia interativa em idosos, -tecnologia *wearable*.

#### 1.5 JUSTIFICATIVA

Segundo o relatório da organização mundial da saúde (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2007), aproximadamente 28-35% das pessoas com idade de 65 anos sofrem quedas todos os anos e este número aumenta para 32%-42% em idosos de 70 anos. De acordo com o CDC (Center for Disease Control and Prevention) nos Estados Unidos, o número de mortes por queda não intencional aumentou aproximadamente 35% nos últimos anos. Uma das formas de se tentar evitar a tendência de crescimento no número de fatalidades é por meio do estudo do controle postural. Dentre as diversas abordagens do estudo do controle postural, destaca-se a tecnologia de sistemas microeletromecânicos inerciais, em especial, devido à possibilidade de *biofeedback* instantâneo da acelerometria utilizada como instrumento para mensurar a atividade física e o impacto na estrutura do corpo humano em movimentos específicos. De acordo com um trabalho realizado por Mathie et al. (2004), que descreve uma abordagem integrada em um único sistema de acelerometria usado para monitorar uma gama de diferentes parâmetros de movimento humano em um ambiente não supervisionado, percebe-se que a acelerometria em análises biomecânicas permite mensurar as acelerações provocadas e sofridas pelo corpo humano em determinados movimentos. Desta forma, a acelerometria ao monitorar os movimentos do corpo humano tem se mostrado

promissora na análise da marcha humana, balanço corporal, em quedas e em movimentos de sentar-se e levantar-se (MATHIE et al., 2004).

É importante ressaltar que segundo o relatório das Nações Unidas, a população mundial idosa está aumentando em números e proporções, o que tende a ser a maior transformação social do século XXI e, portanto, ocasiona transformações nos diversos setores da sociedade.

Entre os anos de 2015 e 2030, o número da população com 60 anos está projetado para aumentar em 56%, de 901 milhões para 1.4 bilhões. E o número da população de pessoas idosas desta faixa etária está projetado para dobrar, alcançando aproximadamente 2.1 bilhões em 2050. Tratando-se da população de 80 anos, encontra-se em crescimento ainda mais acelerado e as projeções indicam que em 2050 a população global nesta faixa etária tende alcançar 434 milhões, isto é, esta população irá triplicar no período de 2015 a 2050 (NATIONS, 2015).

No Brasil, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) , o índice de envelhecimento aponta 75% da população adulta até 2030 e, segundo as Nações Unidas, haverá um crescimento de 71% na população idosa de 60 anos, para o mesmo período. Observa-se também, segundo relatório do IBGE em uma projeção para 2030, que há uma diminuição na proporção de indivíduos jovens na faixa etária de 10-14 anos e aumento na faixa etária de 65 anos ou mais, portanto, conclui-se que a população idosa no Brasil tende a aumentar significativamente, e conseqüentemente, há necessidade crescente de cuidados com esta população.

Segundo Perracini e Ramos (2002), no Brasil, cerca de 31% dos idosos de 65 anos ou mais sofrem quedas não intencionais pelo menos uma vez por ano e aproximadamente 14% dos idosos que sofreram uma queda, voltam a sofrer duas ou mais quedas nos anos seguintes. Em um estudo realizado por Siqueira et al. (2007) cerca de 34% dos idosos sofreram pelo menos uma queda por ano, significativamente maior nas mulheres, que apresentam 40,1% mais propensão a quedas em relação aos homens. Entre aqueles que relataram queda durante os 12 meses anteriores à pesquisa, 55% tiveram uma única queda. Entre os que experimentaram queda, 12,1% tiveram fratura como consequência da queda: 46% nos membros superiores, 28% nos membros inferiores, 11% no tronco, e 5% na face. A prevalência de quedas associa-se com idade avançada, sedentarismo, autopercepção de saúde como sendo ruim e maior número de medicações referidas para uso contínuo (SIQUEIRA et al., 2007).

Ao passo que a população idosa vem aumentando significativamente, é importante que se desenvolvam políticas e serviços que melhorem a qualidade de vida dos mesmos. Observando-se o crescimento populacional de idosos, bem como sua qualidade de vida, estudos recentes mostram que a análise da oscilação do corpo humano traz informações preciosas para o tratamento clínico da prevenção da perda de equilíbrio dinâmico e estático em idosos saudáveis. Dentre as diversas

abordagens do estudo da marcha humana, destaca-se a tecnologia de sistemas microeletromecânicos inerciais, em especial, devido à possibilidade de *biofeedback* instantâneo da acelerometria utilizada como instrumento para mensurar a atividade física e o impacto na estrutura do corpo humano em movimentos específicos. Atualmente, sistemas microeletromecânicos inerciais são amplamente utilizados em aplicações médicas, automotivas, equipamentos esportivos, militar e industrial. A proposta do trabalho tem uma aplicação específica no auxílio da fisioterapia em idosos saudáveis, que pode contribuir para o fortalecimento de uma unidade integrada composta de 29 pares de músculos que suportam o complexo quadril-pélvico-lombar, denominada *CORE*. O fortalecimento do *CORE* favorece ao indivíduo maior controle postural e maior equilíbrio dinâmico e estático (MARÉS et al., 2012).

Portanto, o envelhecimento populacional e o aumento da expectativa de vida demandam ações preventivas e reabilitadoras no sentido de diminuir os fatores de risco para quedas, como o comprometimento da capacidade funcional, a visão deficiente e a falta de estimulação cognitiva (PERRACINI; RAMOS, 2002).

## 1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O presente trabalho foi dividido em capítulos para melhor desenvolvimento e compreensão:

- Capítulo 1: Apresenta a introdução da pesquisa, onde são abordados a delimitação do tema, a hipótese/premissa, o problema, os objetivos e a justificativa para o desenvolvimento do protótipo.
- Capítulo 2: Metodologia utilizada no desenvolvimento do projeto
- Capítulo 3: Discorre sobre a fundamentação teórica necessária para desenvolver o trabalho, encontrando-se: descrição do sistema de movimento humano, controle postural, equilíbrio corporal em idosos, unidade de medida inercial, quatérnios, características dos componentes do dispositivo e *software*.
- Capítulo 4: Apresenta as especificações, as características e o desenvolvimento do *hardware* dividido em: módulo de alimentação, módulo de aquisição, módulo de processamento de sinais e módulo de comunicação, ademais o método utilizado para realizar os testes.
- Capítulo 5: Discorre sobre os resultados.
- Capítulo 6: Apresenta as conclusões obtidas em relação ao trabalho desenvolvido e propõe trabalhos futuros.

## 2 METODOLOGIA

Previamente ao início do projeto, recebeu-se suporte de uma especialista em fisioterapia ortopédica e traumatológica que esclareceu as principais necessidades clínicas relacionadas ao controle e equilíbrio postural e a importância da aplicação destas análises aos idosos. Além das primordialidades teóricas, também esclareceu-se a utilidade de um dispositivo que mensura a oscilação corporal, a forma como os dados devem ser dispostos para leitura e o posicionamento do dispositivo no corpo do indivíduo.

Para a construção, a melhor distribuição e para facilitar o desenvolvimento do protótipo de medida da oscilação corporal, o trabalho foi dividido em etapas. As etapas consistiram na revisão bibliográfica na área da fisioterapia relacionada à anatomia dos membros inferiores responsáveis pela sustentação, a contribuição destes para o controle postural e equilíbrio postural e as indispensabilidades de realizar o monitoramento destes parâmetros em indivíduos idosos que constantemente sofrem quedas. Então foi possível levantar uma análise das tecnologias que se enquadram para realizar a aferição corporal, processamento do sinal e comunicação com um dispositivo.

Foi preciso realizar um extenso estudo a respeito das características e funcionalidades dos sensores de medida inercial habilitados para mensuração de deslocamentos ao longo do sistema de coordenadas tridimensionais e o equacionamento efetuado pelo sensor para que os resultados sejam obtidos. Para a escolha foi necessário pesquisar a respeito do funcionamento dos sensores existentes, desta forma foi escolhido o sensor que apresenta acelerômetro, giroscópio e magnetômetro integrados, exerce a junção dos dados aferidos e a conversão analógica/digital.

Para que os dados se tornem legíveis, foi essencial o uso de um microcontrolador para os equacionamentos e o processamento do sinal, bem como para transmiti-lo. Optou-se pelo uso do ATMEGA328P visto a sua facilidade relacionada ao uso da linguagem, o extenso número de bibliotecas disponíveis para uso, além do seu baixo custo e grande disponibilidade no mercado. Para o desenvolvimento do código, utilizou-se a plataforma Arduino que faz o uso da linguagem de programação C++.

Os testes foram realizados em todas as etapas, desde a medição da oscilação corporal até a comunicação dos dados.

### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Para o desenvolvimento do presente trabalho foi necessário realizar uma vasta pesquisa relacionadas à fisioterapia, que inclui anatomia dos ossos e da musculatura responsáveis pela sustentação do corpo humano e pelo auxílio do equilíbrio postural, as técnicas que são utilizadas atualmente para mensurar a oscilação corporal, os elementos fundamentais para o desenvolvimento do dispositivo capaz de mensurar esta oscilação (microcontroladores, sensores de medidas inerciais e comunicação entre dispositivos) assim como suas características e funcionamentos.

#### 3.1 CINESIOLOGIA CLÍNICA E ANATOMIA DE SUSTENTAÇÃO

##### 3.1.1 Sistema de movimento corporal

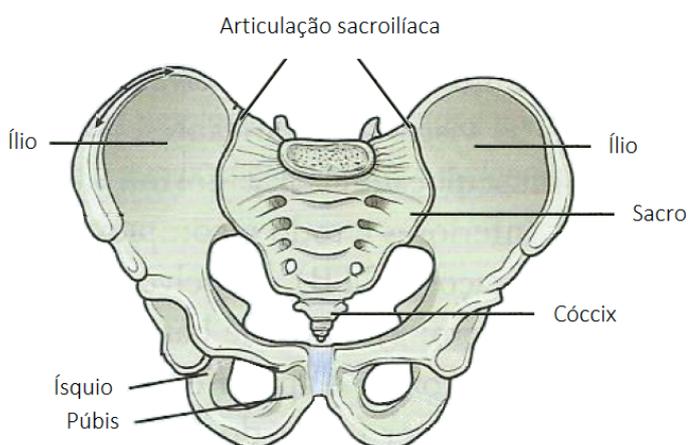
A cinesiologia é o estudo que busca esclarecer fatores do movimento humano que estão diretamente ligados com a anatomia humana, com maior destaque para os músculos e ossos (OLIVEIRA et al., 2011) que possuem ação direta de controle e estabilidade na movimentação. O movimento possui diversos padrões de normalidade, porém cada indivíduo possui características únicas ao movimentar-se, mais especificamente com relação a contrações musculares e esqueléticas que ocorrem diferentemente em cada pessoa por diversas causas, tais como idade, crescimento, maturação, doenças ou até mesmo por influência do ambiente externo (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

Abordando termos físicos, além de características fisiológicas e da anatomia humana relacionadas a postura e conseqüentemente ao movimento, o corpo também deve obedecer a características mecânicas (LE MOS; TEIXEIRA; MOTA, 2009). A mecânica segundo Lippert (2013, p. 82) “[...] é um ramo da física que estuda as forças e o movimento produzido por suas ações” e quando os fundamentos da mecânica são aplicados ao corpo denomina-se como biomecânica. Os movimentos biomecânicos realizados são respostas de sensores somáticos e retransmissores do sistema nervoso, essas respostas ocorrem após o sistema nervoso receber a informação e processá-la para poder então enviá-las aos sistemas muscular e esquelético com atuação direta no movimento. O funcionamento regular do sistema motor evita ações e forças desnecessárias dos músculos para a movimentação da cabeça, do tronco ou dos membros (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

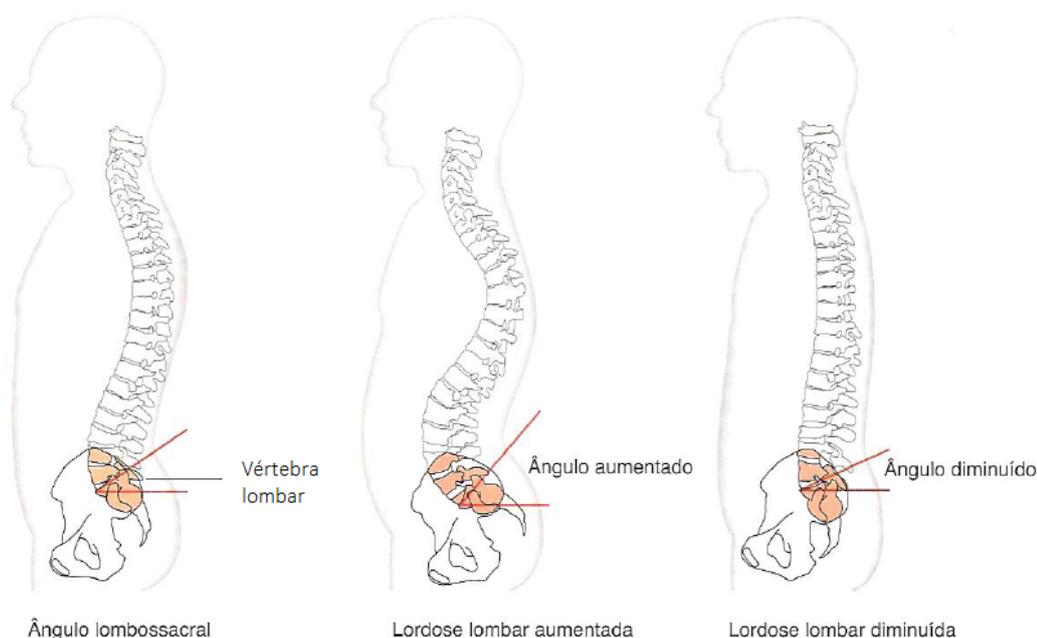
### 3.1.2 Cíngulo do Membro Inferior

O cíngulo do membro inferior é constituído pelos ossos sacro, cóccix e dois ossos dos quadris (incluem o ísquio, o púbis e o ílio) indicados na Figura 1, estes agem na sustentação do corpo já que todo peso atua na coluna vertebral que recai no quadril. Contrariamente a essa sustentação, há uma força de ação do solo, quando os pés o tocam, com direção contrária a ação da coluna vertebral. Estes comportamentos são responsáveis tanto pelo alinhamento da postura quanto para a realização de movimentos (LIPPERT, 2012). Além disso, alguns dos movimentos da pelve ocorrem justamente para auxiliar a movimentação dos membros inferiores e/ou do tronco (OLIVEIRA et al., 2011).

Mais especificamente, entre o sacro e o ílio existe uma articulação denominada sacroilíaca (Figura 1) esta possui a função de transferir todo o peso da parte superior do corpo, que é transmitida para a coluna vertebral e para o quadril, de forma que a articulação possui pequena mobilidade enquanto sua estabilidade é grande. O osso sacro é formado por cinco vértebras sacrais, em que a primeira vértebra sacral também pode ser denominada como a quinta vértebra lombar e por isso é conhecida como lombossacral (LIPPERT, 2012), responsável pela ligação do esqueleto axial (ossos da cabeça e do tronco) e os membros inferiores (HOUGLUM; BERTOTI, 2014). Com isso, é possível analisar o ângulo lombossacral que se forma entre a articulação sacroilíaca e a vértebra lombossacra como demonstra a Figura 2, considerando que o ângulo ideal deve se encontrar próximo dos 30°, para angulações maiores (lordose aumentada) a tensão na vértebra irá aumentar (LIPPERT, 2012).



**Figura 1 – Cíngulo do membro inferior**  
**Fonte: Adaptado de HOUGLUM; BERTORI (2014)**

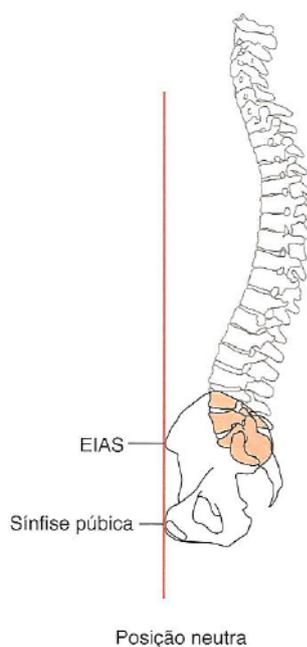


**Figura 2 – Ângulo lombossacral normal, lordose aumentada e lordose diminuída**  
**Fonte: Adaptado de LIPPERT (2013)**

Quando analisado a disposição da pelve, o padrão ideal, com a existência de superfície de apoio através dos dois pés, postura ereta e corpo estático, corresponde ao alinhamento das espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) direita e esquerda como na Figura 3. Observando o comportamento da pelve no plano sagital, considerando a mesma configuração corporal, a EIAS deve estar na altura da sínfise púbica em posição neutra como demonstrado na Figura 4 (LIPPERT, 2013).

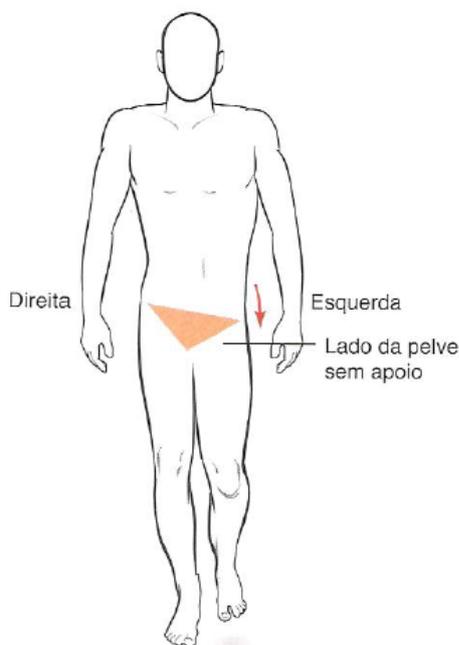


**Figura 3 – Alinhamento das espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS)**  
**Fonte: LIPPERT (2013)**



**Figura 4 – Posição da pelve no plano sagital**  
**Fonte: LIPPERT (2013)**

Na caminhada, quando o indivíduo eleva um dos membros inferiores significa que este será o lado sem apoio e toda a sustentação do corpo recai no membro apoiado no solo que irá deslocar-se, portanto o lado apoiado terá a EIAS elevada enquanto o lado sem apoio mantém a EIAS baixa como ilustrado na Figura 5, o lado sem suporte será o ponto de referência para avaliar a rotação pélvica sucedida durante a marcha. Levando em conta que o corpo sempre deve trabalhar em prol do equilíbrio, enquanto a pelve se locomove as articulações acima e abaixo dela movimentam-se inversamente (LIPPERT, 2013).



**Figura 5 – Elevação do membro inferior esquerdo**  
**Fonte: LIPPERT (2013)**

### 3.1.3 Fêmur

O fêmur, comumente conhecido como o osso da coxa, é o osso mais longo e forte do corpo humano. Através de uma cavidade de encaixe da pelve, denominado acetábulo, com a cabeça femoral, forma-se a articulação do quadril. Além de estar unido ao quadril, o fêmur também possui ligação com a tíbia do joelho, possibilitando a articulação dos mesmos (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

O ângulo de inclinação é uma angulação biomecânica do fêmur que relaciona a cabeça do fêmur com o joelho com finalidade de alinhá-los, agindo ainda na sustentação corporal como ilustra a Figura 6, considerando que sua normalidade encontra-se, em média, em  $125^\circ$  para adultos no plano frontal. Ângulos de inclinação maiores que  $130^\circ$  entre o colo e o corpo do fêmur são chamados de coxa valga o qual produz instabilidade no quadril, já para ângulos menores que o normal denomina-se como coxa vara, este é comum em idosos devido ao envelhecimento corporal e perda desta angulação e ambos os tipos de ângulo de inclinação colaboram para a diminuição da força no quadril (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).



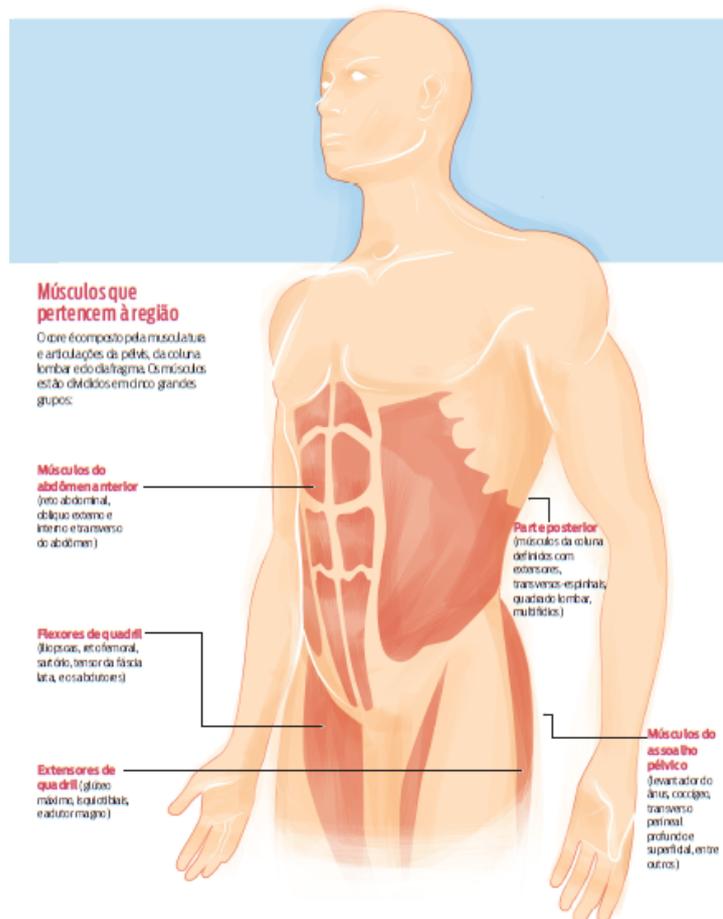
**Figura 6 – Ângulo de inclinação do fêmur em adultos no plano frontal**  
**Fonte: HOUGLUM; BERTORI (2014)**

#### 3.1.4 Musculatura de sustentação

No corpo humano, existe um conjunto de músculos localizado no centro corporal que trabalham em alguns dos movimentos dos membros inferiores que envolvem o complexo quadril-pélvico-lombar, este é denominado como centro de força ou ainda pode ser chamado de *CORE*<sup>1</sup> (MARÉS et al., 2012). O centro de força é constituído por 29 pares de músculos, compreendendo músculos abdominais, pélvicos e dos glúteos (MARÉS et al., 2012), tais como os músculos do abdômen anterior, músculos da parte posterior, flexores do quadril, músculos do assoalho pélvico e extensores do quadril indicados na Figura 7 (MILLÉO, 2015). O *CORE* possui função de estabilizar e manter o equilíbrio do corpo durante a realização de movimentos com o alinhamento do tronco e oferecendo uma base sólida, gerando força dos músculos durante a locomoção, além de identificar o centro de massa corporal e evitar a sucessão de lesões. É possível trabalhar o conjunto de músculos com a prática de

<sup>1</sup> Do inglês, *core* significa núcleo.

exercícios para o fortalecimento, estabilidade e controle do corpo e promover maior mobilidade nas articulações (MARÉS et al., 2012).

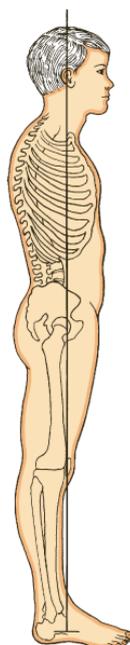


**Figura 7 – Músculos do CORE**  
Fonte: Adaptado de MILLÉO (2015)

### 3.2 CONTROLE POSTURAL

A postura humana está relacionada as partes do corpo que se alinham para manter a sustentação corporal ou até mesmo operar conforme a realização de movimentos, sendo que os devidos ajustes na postura para manter-se na posição exigida pelo corpo são quase instantâneas quando em seu funcionamento normal. A postura considerada normal pode variar de acordo com a idade, gênero ou biotipo da pessoa (HOUGLUM; BERTOTI, 2014). A Figura 8 a seguir, com visão lateral, traz o alinhamento correto de alguns segmentos do corpo referenciados pelo centro de gravidade que leva a postura correta na posição em pé. É importante levar em consideração também alinhamentos citados anteriormente para posição estática do

corpo, como a lombossacral, o das EIAS, a posição da pelve e do fêmur indicadas nas Figuras 2, 3, 4 e 6.



**Figura 8 – Postura na visão lateral**  
**Fonte: SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT (2012)**

Em casos de desequilíbrio ou perda da postura, em que a linha gravitacional da Figura 8 incide fora dos elementos corporais indicados ou quando há outros segmentos desalinhados, o corpo irá gerar uma força e um torque maior para rotacionar estes segmentos e as articulações envolvidas. Além disso, os músculos exercem uma força contrária ao movimento denominada contrapeso, esta força é realizada para manter a postura (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

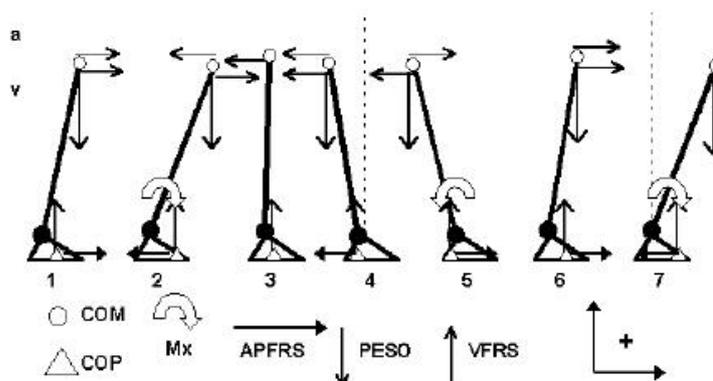
Para entender o controle postural de um indivíduo, primeiramente temos que compreender a tarefa de controle postural e examinar os efeitos do ambiente nessa tarefa. *A priori*, é necessário entender a diferença entre controle postural e estabilidade postural, também conhecida como equilíbrio. O Primeiro refere-se ao controle da posição do corpo no espaço para os propósitos de estabilidade e orientação. O segundo refere-se à capacidade de controlar o centro de massa corporal em relação a uma base de suporte. A abordagem de controle postural requer a definição de alguns conceitos como centro de massa (COM), centro de gravidade (CG), centro de pressão (COP) e a base de suporte. Segundo Shumway-Cook e Woollcott (2012), tais conceitos são definidos como:

Centro de massa corporal é definido como um ponto que é o centro de massa total do corpo, e é determinado a partir de uma média

ponderada de cada segmento do centro de massa corporal. A projeção vertical do COM é definido como o centro de gravidade (CG). O COP é o centro de distribuição de força aplicada à superfície de suporte. E por fim, a base de suporte (BOS) é definida como a área do corpo que esta em contato com a superfície de suporte (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2012, p.162, tradução nossa).

Denomina-se oscilação o movimento realizado pelo corpo com constantes ajustes e correções automáticas do indivíduo. Para manter o equilíbrio, o COM deve permanecer dentro de uma pequena área determinada para a ocorrência de oscilação postural a fim de que a base de suporte do corpo (ou base de sustentação) seja capaz de agir, onde a oscilação postural e do COM encontram-se intimamente ligadas (HOUGLUM; BERTOTI, 2014). Quanto menor a base de suporte e maior a altura do CG, maior será a oscilação postural (LIPPERT, 2013).

Portanto, o sentido de se entender estas definições é buscar minimizar a diferença entre o COP e o COM para manter a postura ereta em equilíbrio. A oscilação do COM é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e a grandeza COP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do COM. A Figura 9 nos trás uma representação da relação entre COP e COM na postura ereta. Para manter o alinhamento dos segmentos corporais, o equilíbrio e evitar a queda durante o balanço, a componente antero-posterior da força de reação ao solo (APFRS) desloca-se para a posição posterior, enquanto o COM move-se para a região anterior passando pelo momento em que as forças horizontais que atuam no corpo são nulas. O deslocamento anterior do COM ocorre nos vetores positivos de velocidade ( $v$ ) e aceleração ( $a$ ) (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).



**Figura 9 – Relação entre COP e COM durante postura ereta em 6 posições diferentes**

**Fonte: MOCHIZUKI; AMADIO, (2003)**

Como dito anteriormente, a busca por manter o COM próximo ao COP infere diretamente no equilíbrio postural. Neste sentido, os modelos antropométricos<sup>2</sup> têm como objetivo o cálculo do COM a partir do COP, de modo possibilitar uma apuração precisa da posição dos segmentos. Na Figura 9 nota-se, o peso resultante da multiplicação da massa pela aceleração da gravidade ( $m.g$ ), o vetor força de reação do solo vertical (VFRS), a força de reação do solo horizontal na direção AP (APFRS), os vetores de velocidade ( $v$ ) e aceleração ( $a$ ) angulares e o torque ( $Mx$ ). Tais informações são preponderantes para determinação do COM.

Zatsiorsky, King (1997) propuseram um algoritmo para determinar a posição da linha de gravidade a partir de registros posturográficos. A validação do algoritmo foi realizada utilizando métodos ópticos para a determinação da posição da linha de gravidade, partindo do pressuposto que COP e CG coincidem. Levando-se em consideração o modelo de pêndulo simples, sabemos que a força de reação do solo no eixo  $x$  é proporcional à aceleração horizontal do centro de gravidade, sua segunda integral representa, portanto, a posição da linha horizontal do centro de gravidade. Contudo, as constantes iniciais de integração não são conhecidas (posição e velocidade inicial) e para estimar tais constantes, foi utilizado em seu trabalho o método de integração *zero-point-to-zero-point double integration technique*, que se baseia na ideia de que quando a oscilação muda de sentido esse será o ponto zero e logo, o CG estará na mesma posição do centro de pressão. Em conclusão a este estudo, (Zatsiorsky, King 1997) diz que a técnica de *zero-point-to-zero-point double integration* para determinação da linha de gravidade (GLP), a partir de registros posturográficas, é aceitável.

Em cada fase da vida, diferentes mecanismos são utilizados na obtenção de informações contidas no ambiente para auxiliar no controle postural e locomotor (CALVE; CASTRO, 2005).

O início do controle postural se dá por volta do primeiro ano de vida, quando a criança, descobre que pode ficar em pé independente de apoio (TEIXEIRA, 2010). Um estudo realizado por Goldfield, Kay e Warren (1993) retratou que crianças a partir do sexto mês de idade são capazes de expressar equilíbrio postural quando submetidas a um determinado exercício. O experimento realizado por estes autores consistiu em suspender um grupo de crianças por meio de um aparato elástico colocado na região pélvica, onde o objetivo era examinar aquisição de movimentos saltatórios. No final do experimento, notou-se que as crianças desenvolveram habilidade de controlar as forças que aplicavam no chão de forma a se obter a melhor resposta motora, como também dispor da melhor resposta motora utilizando as propriedades do elástico. Com base neste estudo, podemos perceber que a habilidade de controle postural pode começar a ser desenvolvida nos primeiros meses de vida e que as primeiras tentativas

---

<sup>2</sup> A antropometria é definida como o estudo das medidas de tamanho e proporções do corpo humano

são realizadas com movimentos simples e ainda desorganizadas, mas que irão se aperfeiçoar no decorrer da vida (BARELA et al. 2000; FEITOSA et al. 2008).

Segundo Calve e Castro (2005), no decorrer da vida, desenvolvemos mecanismos de controle postural, que variam com a idade. Um estudo realizado por estes autores consistiu em submeter um grupo de 90 crianças de 5, 6 e 7 anos, de ambos os sexos e igualmente distribuídas em uma série de testes realizados sob uma trave, onde as coletas de dados foram feitas utilizando uma câmera de vídeo. Para a análise cinemática dos dados os participantes tiveram marcadores fixados nas articulações (ombro – tubérculo maior, tornozelo – maléolo lateral e no tronco).

A tarefa consistiu em os participantes andarem sobre uma trave de equilíbrio, privados totalmente da informação visual, com cargas de 125g e 500g. O cálculo da variação angular fora obtido através da diferença entre posição angular mínima e máxima dentro de cada ciclo de passada. As conclusões adquiridas sobre este estudo mostraram que as crianças de 7 anos apresentaram melhor percepção háptica<sup>3</sup> na manutenção do equilíbrio corporal durante o andar sobre a trave de equilíbrio em comparação à crianças de 5 e 6 anos de idade. Notou-se que as cargas de 125 g e 150g que os indivíduos não interferiam significativamente no equilíbrio. Constatou-se também, que a idade da criança influencia diretamente no controle do equilíbrio corporal, uma vez que crianças de 7 anos mostraram melhor desempenho de controle postural em comparação às crianças de 5 e 6 anos.

Em um estudo realizado por Duarte (2000), consistiu em submeter 8 homens e 2 mulheres, com idade de  $28 \pm 5$  anos, estatura média de  $1,79 \pm 0,09$ m e massa corporal média de  $78 \pm 14$  kg a uma série de exercícios sob uma plataforma de força, com a finalidade de mostrar que durante postura ereta irrestrita de longa duração, padrões específicos e consistentes da migração do COP (Centro de Pressão) existem e podem ser reconhecidos por algoritmo computacional. Em conclusão a este estudo, podemos enfatizar que os resultados e interpretação dos dados nos mostram como a informação visual é utilizada em função de diferentes posições médias para manutenção da postura.

### 3.3 EQUILÍBRIO CORPORAL EM IDOSOS

Segundo o Estatuto do Idoso, idosos são todos os indivíduos com idade igual ou superior a 60 anos. Com esta idade, detecta-se o aumento da oscilação, em consequência dos efeitos deletérios do envelhecimento, que provocam *deficit* de

<sup>3</sup> A percepção háptica baseada em ação muscular (tato dinâmico) permite a um indivíduo perceber dimensões e orientação de objetos através do contato mecânico com uma pequena porção do objeto. A habilidade de perceber essas propriedades por meio do tato dinâmico já está bem documentada em indivíduos adultos e saudáveis.

mobilidade, diminuição do limite de estabilidade do corpo, aumentando o risco de quedas (DA SILVA et al., 2015).

Cerca de metade das quedas em idosos ocorrem durante o andar, tarefa em que a manutenção do equilíbrio dinâmico é crítica. Quedas refletem a incapacidade do sistema de controle postural recuperar-se de uma perturbação (DUARTE, 2000). As quedas frequentemente trazem danos a saúde do idoso, podendo causar tanto traumas físicos como psicológicos e fica evidente que o controle da postura diminui conforme o número de quedas decorrentes, ou seja, a ação será direta e proporcional, apesar de que idosos por si só já possuem dificuldades naturalmente na locomoção e equilíbrio (RICCI, GAZZOLA, COIMBRA, 2009). Visando isto, Duarte, (2000) aponta para a necessidade de realizar estudos de estabilidade utilizando situações reais, e o mapeamento do equilíbrio em diferentes posições da base de estabilidade pode ser útil para avaliar a resposta do sistema de controle postural em controlar o equilíbrio em situações extremas.

Estudos recentes mostram a importância de se estudar o controle postural de forma a prevenir quedas em idosos, por meio de uma série de exercícios que visam fortalecer as musculaturas que sustentam a manutenção do equilíbrio e controle postural do idoso. Segundo Ferreira (2005), a necessidade e o desejo de quantificar as variáveis de avaliação postural são antigos. Atualmente o desenvolvimento tecnológico tem possibilitado o uso de ferramentas relativamente simples, mas que apresentam boa resposta.

O corpo se encontrará em equilíbrio quando os torques que agem sobre ele se anulam, mantendo o corpo estável (LIPPERT, 2013). Para ação contrária a gravidade ou alguma força suficiente para deslocamento, o corpo gera momentos de força nas articulações a fim de manter sua estabilidade. Além das atuações mecânicas do corpo (ossos e músculos), a manutenção do equilíbrio também ocorre por meio dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo. Outro sistema com participação no ajuste do equilíbrio é o sistema nervoso central que deve ser constantemente atualizado a respeito da localização do CG (LEMOS; TEIXEIRA; MOTA, 2009).

Usado como sinônimo de controle postural, o equilíbrio depende essencialmente do centro de gravidade corporal, pois este deve se encontrar dentro da base de suporte, como já mencionado, tanto para posições estáticas como para posições dinâmicas. A falta de capacidade idosa de recuperar o equilíbrio quando o CG situa-se fora da base de sustentação causará a instabilidade, a qual eventualmente resultará em uma queda (RICCI, GAZZOLA, COIMBRA, 2009).

A altura do CG possui relação direta com a altura da pessoa, estando geralmente a 55% desta estatura, sofrendo alterações conforme a idade. Com a idade avançada, na maioria dos casos, o corpo tende a redistribuir a massa corporal e perder massa magra, o que torna o CG ainda mais alto. Estes fatores causam a limitação

da coordenação motora, do controle estático e da dinâmica do equilíbrio corporal (REBELATTO JUNIOR et al., 2006). Um estudo realizado com três grupos de faixas etárias diferentes (de 50 a 59 anos, de 60 a 69 anos e acima de 70 anos), a fim de analisar a localização do CG, mostrou que o primeiro grupo possuía o CG a  $60,17 \pm 4,14\%$  da altura corporal da pessoa, o segundo grupo apresentou  $59,81 \pm 4,58\%$  da altura, enquanto o terceiro grupo foi de  $60,46 \pm 2,95\%$ , da altura, todos os casos se demonstraram bem acima da normalidade. Outro estudo elaborado com idosas praticantes de atividades físicas trouxe o CG a  $57,4 \pm 2\%$  da altura corporal (LEMOS; TEIXEIRA; MOTA, 2009).

O equilíbrio pode ser descrito ainda como sendo estável, instável ou recuperado. Na situação de um equilíbrio estável, o corpo se mantém na mesma posição durante um longo período de tempo. A situação de equilíbrio instável significa que o CG alterna em estar dentro e fora da área demarcada pelos pés como base de sustentação, o que leva ao desequilíbrio que pode resultar em quedas. Por fim, o equilíbrio recuperado acontece quando o corpo sofre frequentes ajustes de posição para manter o mínimo de equilíbrio. A Figura 10 apresenta as três situações de equilíbrio em pé, em que o primeiro retrata o corpo em completo equilíbrio e estável, o segundo corpo traz o equilíbrio instável com o CG fora da base e caso um dos pés deste fosse levado a frente seria o equilíbrio recuperado (OLIVEIRA et al., 2011).



**Figura 10 – Situações de equilíbrio**  
**Fonte: OLIVEIRA et al. (2011)**

### 3.4 UNIDADE DE MEDIDA INERCIAL

A translação e rotação de um corpo rígido em relação às coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$  pode ser determinada por meio da junção dos dados aferidos dos sensores de

medidas inerciais. Identificar com precisão a oscilação de um corpo é fundamental para o sistema proposto no presente trabalho. Para tal, optou-se por utilizar, dos sensores microeletroecânicos, o giroscópio, acelerômetro e a bússola. Em conjunto, o giroscópio e o acelerômetro fornecem a identificação da aceleração linear e da velocidade angular resultantes do movimento nos três eixos do espaço. Através da bússola obtém-se a orientação da posição de um determinado corpo em relação a um ponto. Portanto, a partir do conjunto de medidas encontradas dos três sensores é possível produzir uma unidade de medida inercial (IMU *Inertial Measurement Unit*) de nove graus de liberdade, provenientes de 3 graus de liberdade  $x$ ,  $y$  e  $z$  de cada sistema microeletromecânico.

#### 3.4.1 Sistemas Microeletromecânicos - MEMS

O sensores de medida inercial baseados na tecnologia MEMS estão sendo cada vez mais incorporados à produtos eletrônicos, tais como, *smartphones*, *tablets*, jogos interativos, brinquedos, controle de televisão e mais recentemente, em ferramentas elétricas e sensores vestíveis (SHAEFFER; INVENSENSE, 2013). Segundo Shaeffer e Invensense (2013) os componentes integrados com silício (MEMS) e semicondutores de metal-óxido complementar (CMOS) se combinam para proporcionar a redução de custos de fabricação e impulsionar sua popularidade coexistindo em um só sensor, viabilizando uma infinidade de aplicações além de facilitar a interação com os usuários. O selamento hermético preserva a qualidade e performance do sensor, evitando a contaminação com partículas e umidade, além de garantir bom desempenho em baixas pressões. O princípio de funcionamento dos sensores MEMS capacitivos, tal como o acelerômetro, é usualmente exemplificado como um sistema de massa-mola, onde de acordo com Corke, Lobo e Dias (2007) a mudança do movimento linear da massa é determinado por meio da variação de capacitância (CORKE; LOBO; DIAS, 2007). No giroscópio, o movimento angular, ou seja, a taxa de variação da orientação da massa de prova, é obtida por meio da resistência à mudança de momento. A força de Coriolis resultante da rotação angular é proporcional à velocidade de massa da prova (CORBEN; STEHLE, 1960). Assim sendo, a massa de prova deve estar a uma velocidade conhecida para uma dada velocidade de rotação se manifestar como uma força conhecida que atua sobre a massa (SHAEFFER; INVENSENSE, 2013). Quando combinados, giroscópio e acelerômetro, é possível se obter velocidade, posição, e posição angular através de integração (TANVEER; WAHEED; ATIQ-UR-REHMAN, 2011).

A seção a seguir aborda os sensores inerciais utilizados neste trabalho e a bússola eletrônica como mecanismo de orientação espacial.

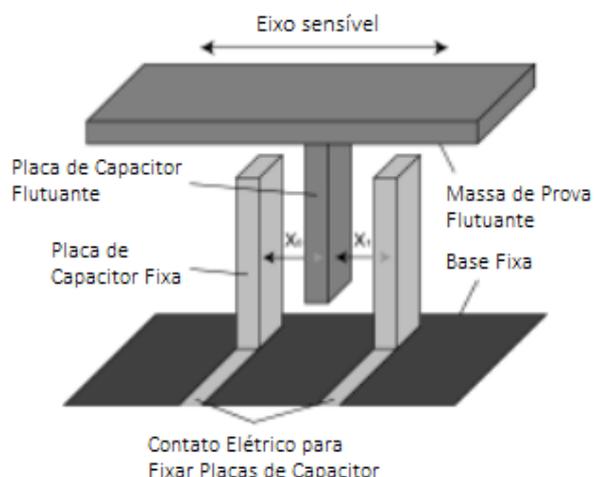
### 3.4.2 Acelerômetro MEMS

Os acelerômetros são sensores que medem forças de aceleração, ou seja, a variação da velocidade de uma massa. Tipicamente, os acelerômetros são constituídos de uma massa de reação suspensa por uma estrutura estacionária (FIGUEIREDO et. al., 2007). As forças de aceleração podem ser dinâmicas (causada pelo movimento ou vibração) ou estáticas (constantes). Ao medir a aceleração estática é possível descobrir o ângulo de inclinação do dispositivo em relação à terra, e ao medir a aceleração dinâmica é possível analisar o tipo de movimento exercido num determinado objeto. A força da aceleração gravitacional está presente no sinal adquirido pelo acelerômetro porque essa força exerce pressão na massa contra o material, mudando a sua capacitância elétrica. Por essa razão, se o acelerômetro estiver imóvel, a gravidade produz uma tensão para baixo, que aparenta no sinal adquirido ser equivalente a uma aceleração para cima (DUARTE, 2013).

Os acelerômetros são uma combinação de componentes elétricos e mecânicos, integrados em um sistema denominado MEMS (*Micro-electromechanical-systems*). Estes dispositivos tem a habilidade de mensurar, controlar e atuar em uma escala microscópica e gerar efeitos em uma escala macroscópica. Atualmente, sistemas microeletromecânicos inerciais são amplamente utilizados em aplicações médicas, automotivas, equipamentos esportivos, militar e industrial.

A forma como esta aceleração é medida depende do tipo do acelerômetro. Apesar de existirem diversas classes de acelerômetros comerciais, os mais comuns no estudo do movimento humano são os piezoresistivos, capacitivos e piezoelétricos (BARBOSA, 2011).

- Acelerômetros piezoresistivos: segundo Kaajakari (2009), esse tipo de acelerômetro utiliza materiais piezoresistivos nas suas molas. A dedução da aceleração é feita através da variação da resistência do material, por meio da movimentação do mesmo.
- Acelerômetros capacitivos: é uma estrutura simples, com quatro suspensões simétricas chamadas *U-spring* que fornecem suporte elástico para a massa de prova. Nos acelerômetros capacitivos, a deflexão  $x$  da massa de prova (Figura 11) é detectada pela mudança das capacitâncias de placas paralelas formada pela massa e por eletrodos estacionários. A diferença das capacitâncias é utilizada para linearizar a saída e para compensar derivações e interferências na detecção de deflexões muito pequenas (ACAR; SHKEL, 2003).

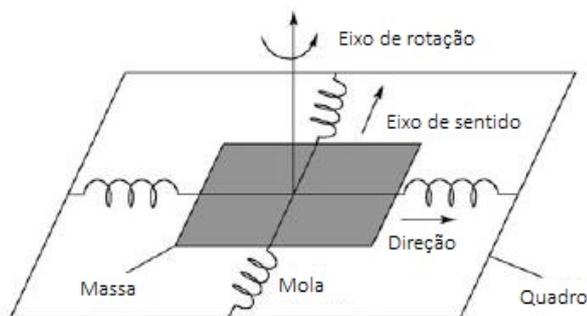


**Figura 11 – Diagrama de acelerômetro capacitivo**  
**Fonte: Adaptado de GRAHAM (2000)**

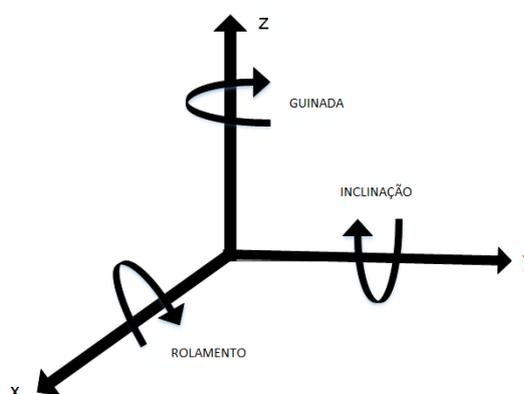
- **Acelerômetros Piezelétricos:** os cristais piezoelétricos são cristais sintéticos ou naturais que produzem carga quando são comprimidos ou flectidos. Nos acelerômetros piezoelétricos, a massa é unida a um cristal piezoelétrico. Quando o corpo do acelerômetro é sujeito à vibração, a massa obedece às leis da inércia e o cristal piezoelétrico fica submetido a forças de tração e compressão, gerando cargas. Estas forças são proporcionais à aceleração (FIGUEIREDO et. al, 2007).

### 3.4.3 Giroscópio MEMS

O giroscópio MEMS é um sensor inercial baseado na força de Coriolis que mede velocidades angulares, ou seja, a velocidade com que é feita uma rotação em torno de determinado eixo. Seu funcionamento baseia-se na transferência de energia a partir de um eixo de rotação para o outro eixo de sentido (Figura 12) causada pela aceleração Coriolis, referenciado pelo quadro de rotação. A transferência de energia causada pela vibração altera o valor da capacitância, esta capacitância é medida, processada e terá uma correspondência relativa à velocidade. A velocidade angular pode ser integrada em relação ao tempo para determinar a posição angular do objeto. Dependendo da orientação de montagem, a rotação é medida em relação a um dos três eixos principais: *Yaw* (Guinada) na rotação do indivíduo, *Pitch* (Inclinação) na inclinação frontal do indivíduo e *Roll* (Rolamento) na inclinação lateral do indivíduo, conforme observado na Figura 38. A montagem de um sensor em determinada orientação permitirá escolher o eixo de medida, assim uma montagem múltipla de três estruturas permite analisar as medidas nos três eixos (FORHAN, 2010).



**Figura 12 – Estrutura de giroscópios MEMS**  
**Fonte: Adaptado de DAI et al. (2011)**

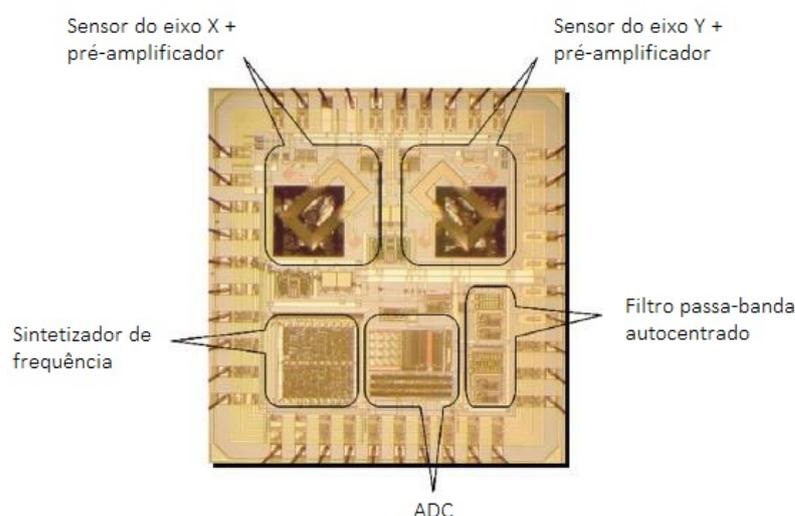


**Figura 13 – Rotações Guinada, Inclinação e Rolamento**  
**Fonte: Autoria Própria**

#### 3.4.4 Bússola Eletrônica

Sensores magnéticos tem sido utilizados para detecção de direção ou navegação por séculos. Atualmente existem diversos tipos de sensores magnéticos, mais especificamente a bússola eletrônica, ou magnetômetro demonstrada na Figura 14. O interesse de sensores eletrônicos de baixo custo está aumentando continuamente, não distante as bússolas eletrônicas vem crescendo suas aplicações como na navegação de veículos autônomos, em posicionamento da antena, e acrescentando maiores funcionalidades aos telefones celulares (DUMAS, LATORRE et al., 2006). Os sensores mais utilizados provenientes da detecção de campo magnético são baseados em sensores magneto resistivos, de fluxogate e magneto indutivo.

- Magnetômetros fluxogates: são geralmente utilizados para mensurar campo magnético de baixa intensidade. Estes magnetômetros medem a variação do fluxo magnético através da saturação do material ferromagnético utilizado como núcleo (JÚNIOR, 2015).
- Magnetômetros de princípio resistivo: sua funcionalidade esta baseada na aplicação de um campo magnético perpendicular à corrente elétrica. A força que atua sobre os portadores de carga desviando-os de sua trajetória gera uma alteração da mobilidade dos portadores, que por sua vez se reflete na resistência do material e depende diretamente da ação do campo magnético externo (MARCHI, 2009).
- Magnetômetros de princípio indutivo: seu funcionamento baseia-se na lei da indução eletromagnética de Faraday. O sensor é, basicamente, um circuito que contém espiras de fio de cobre ao longo das quais é induzida uma diferença de potencial elétrico proporcional à taxa de variação no tempo do fluxo magnético através da seção transversal das espiras (WEINERT, R.; NOGUEIRA, A.F.L.; RAMOS, A, 2014)



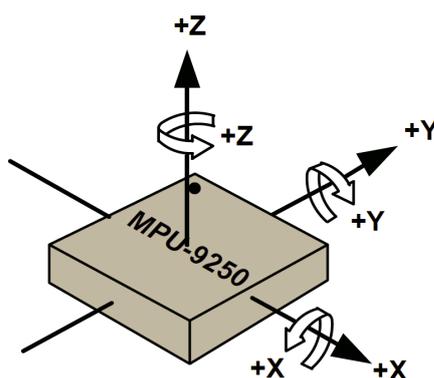
**Figura 14 – Bússola eletrônica**

**Fonte: Adaptado de DUMAS, LATORRE et al. (2006)**

Quando integrada à um giroscópio, a bússola eletrônica pode indicar precisamente o posicionamento angular de um objeto, tal aplicação vem sendo usada como uma alternativa ou um complemento para dispositivos de posicionamento com GPS (*Global Positioning System*) (DUMAS, LATORRE et al., 2006). Neste sentido, a bússola eletrônica se mostra pertinente ao projeto, quando combinada ao acelerômetro e giroscópio.

### 3.4.5 Características do MPU-9250

No trabalho utilizou-se o sensor de medida inercial MPU-9250 (Figura 15), este é integrado por um processamento de movimento digital que une o acelerômetro, o giroscópio e o magnetômetro no mesmo dispositivo para rastreamento de movimentos efetuados por qualquer objeto no decorrer dos eixos x, y e z, totalizando nove eixos. Além da detecção de movimentos, o sensor possui o processador de movimento digital (DMP) integrado com finalidade de processar os dados aferidos dos nove eixos, correspondentes aos três sensores, e fornecer as informações de orientação. O MPU-9250 possui um conversor analógico/digital de 16 bits para cada sensor, a fim de digitalizar a saída deles, com portas seriais de comunicação I2C para acesso a todos os registros do dispositivo a uma taxa de 400kHz e sua faixa de operação de tensão encontra-se entre 2,4V e 3,6V (INVENSENSE, 2014).



**Figura 15 – Circuito integrado do MPU-9250**  
**Fonte: INVENSENSE (2014)**

## 3.5 FILTRO DE FUSÃO DE DADOS

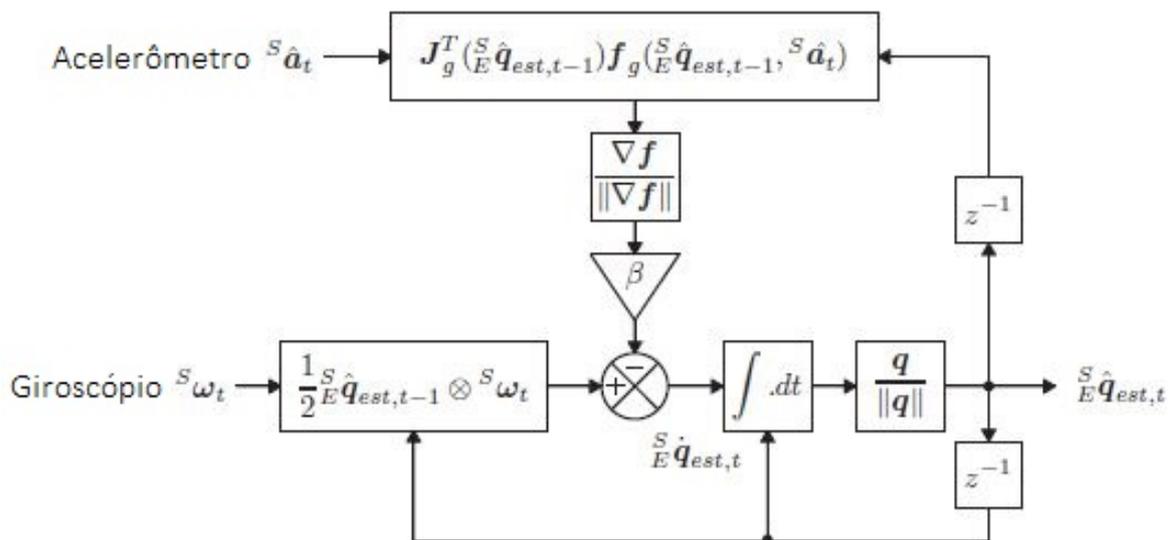
Como citado na seção 3, o deslocamento angular é medido através da integração do sinal proveniente do giroscópio. O deslocamento espacial do centro do sensor é obtido por meio de duas integrações, onde a primeira integral resulta na velocidade e a segunda integral resulta no deslocamento. E por fim, a bússola opera utilizando as linhas de campo magnético da Terra para obter se o vetor relacionado ao Norte do planeta. No entanto, o giroscópio, acelerômetro e a bússola trabalham individualmente com suas variáveis amostradas, portanto, para que seja possível

realizar uma análise dos dados é necessário uma junção dos dados dos sensores (LIMA et. al., 2013) com propósito de estimar a posição e orientação no espaço  $\mathbb{R}^3$ .

O principal objetivo dos algoritmos de fusão de dados é unir os dados provenientes dos sensores e melhorar a qualidade da informação de saída em processos que utilizam múltiplos sensores (RODRÍGUEZ; CHÉRIGO, 2016).

Existem diversos algoritmos de fusão de dados sensoriais disponíveis na literatura e para este trabalho utilizou-se o filtro de fusão de dados de Mahony-Madgwick. Mahony et al. (2008) propuseram a estimação da orientação como uma observação cinética determinística feita diretamente sobre o grupo especial ortogonal  $SO(3)$ <sup>4</sup>, guiada pela posição reconstruída e pela medição da velocidade angular.

A Figura 16 representa o diagrama de blocos de uma completa estimação do algoritmo de orientação. Este algoritmo é responsável pelo processamento do sinal entregue pelos sensores inerciais, como também, é encarregado de eliminar interferências de alta frequência. O tratamento dos dados é necessário para amenizar o problema causado pela orientação com base nos ângulos de Euler, isto porque o grau de liberdade pode ser prejudicado caso exista um tratamento correto (MADGWICK; HARRISON; VAIDYANATHAN, 2011).



**Figura 16 – Diagrama de blocos do filtro para o cálculo da estimação da posição**  
**Fonte: Adaptado de MADGWICK; HARRISON; VAIDYANATHAN (2011)**

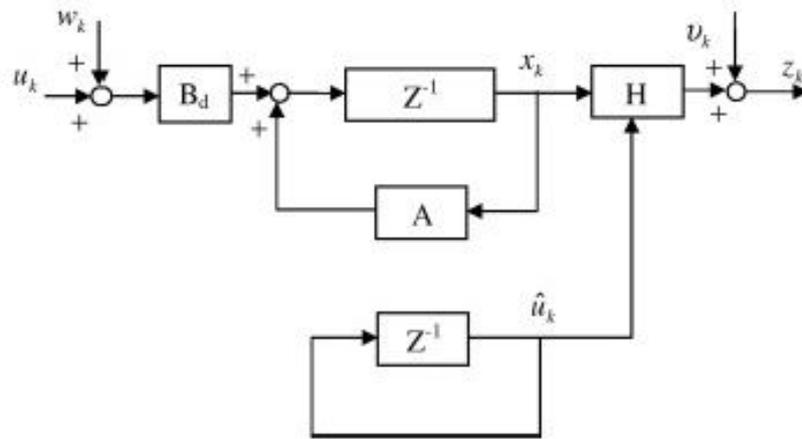
<sup>4</sup> É o conjunto de todas as matrizes ortogonais, que possuem determinante igual a um e possuem 3 parâmetros, o que implica que são matrizes quadradas de ordem 3

O filtro de Mahony permite melhorar a estimação da orientação por meio da aplicação de um filtro passa-baixa para as estimações provenientes dos acelerômetros e magnetômetros, ao passo que se aplica um filtro passa-alta para as estimações provenientes do giroscópio, e por fim, estas informações são unidas resultando na estimação da posição representada por quatérnios (MAHONY; HAMEL; PFLIMLIN, 2005). Segundo Mahony et al. (2005) o filtro complementar passivo possui vantagens práticas associadas à implementação e a baixa sensibilidade a ruídos. Em particular, os autores demonstram que o filtro pode ser reformulado em termos de medidas de direção vetorial, tais como as que são obtidas diretamente de um sistema de medida inercial.

Outro filtro muito utilizado em projetos para processar os sinais provenientes dos sensores é o filtro de Kalman. Kalman e Bucy (1961) em um trabalho realizado em parceria com as Forças Armadas do Estados Unidos, desenvolveram uma teoria de predição e filtros lineares. Para desenvolvimento do filtro, os autores assumiram que um modelo suficientemente preciso do processamento de um sinal é dado por um sistema dinâmico linear (possivelmente dependente do tempo) excitado por um ruído branco e que todo sinal observado contém uma componente de ruído branco. Segundo Welch e Bishop (2001), o filtro de Kalman é composto por um conjunto de equações matemáticas que fornecem uma boa estimativa computacional do estado de um processo, de modo a minimizar a média do erro quadrado. As equações do filtro de Kalman se dividem em dois grupos:

- Equações de atualização de tempo: são responsáveis por projetar para frente (no tempo) o estado atual e as estimativas de covariância de erro para obter as estimativas para a próxima etapa (WELCH; BISHOP, 2001).
- Equações de atualização de medição: são responsáveis pelo *feedback*, ou seja, incorpora uma nova medida na estimativa *a priori* para obter uma estimativa posteriormente (a frente) aprimorada por uma medida real daquele momento (WELCH; BISHOP, 2001).

Por fim, o filtro de Kalman resolve o problema geral de estimar o estado  $x \in \mathbb{R}^n$  de um processo controlado de tempo discreto que é governado pela equação das diferenças estocástica. O modelo do diagrama do filtro de Kalman é representado na Figura 17, em que, as variáveis aleatórias  $w_k$  e  $v_k$  são respectivamente relacionadas ao ruído do processo e à medição. A matriz  $n \times n$   $A$  relaciona o estado do sistema no passo  $k-1$  na ausência de uma variável de controle e de ruído de processo. A matriz  $H$  relaciona o estado do sistema com a medição (FIGUEREDO et. al, 2007).



**Figura 17 – Modelo do filtro de Kalman**  
**Fonte: FIGUEREDO et. al (2007)**

Na próxima seção iremos abordar como é definida a representação da posição por quatérnios e sua relação com a rotação no espaço  $\mathbb{R}^3$ .

### 3.5.1 Representação por quatérnios

Os quatérnios foram introduzidos por Hamilton em 1843, e podem ser considerados como uma extensão dos números complexos, onde as três componentes imaginárias  $\{i, j, k\}$  são utilizadas (KUIPERS, 2002). A motivação para sua invenção consistia no fato de que Hamilton sabia que pontos no  $\mathbb{R}^2$  podiam ser representados por números complexos e ele buscava uma representação semelhante a essa para pontos do  $\mathbb{R}^3$ .

Uma maneira simples de se entender os quatérnios consiste em considerar o espaço vetorial  $\mathbb{R}^4$  e se considerar uma base  $\{1, i, j, k\}$ . Dessa forma, representando-se o conjunto dos quatérnios por  $\mathbb{H}$ , temos que se  $q \in \mathbb{H}$ , então podemos escrever:

$$q = a1 + bi + cj + dk, \quad (3.1)$$

sendo  $a, b, c$  e  $d$  números reais. Nesta base, o elemento 1 é interpretado como a identidade multiplicativa.<sup>5</sup> Por essa razão, costumeiramente escreve-se simplesmente

$$q = a + bi + cj + dk. \quad (3.2)$$

<sup>5</sup> Ou seja,  $q1 = 1q = q$  para todo  $q \in \mathbb{H}$ .

Para os demais elementos da base, temos as chamadas relações fundamentais dos quatérnios (KUIPERS, 1999):

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1. \quad (3.3)$$

Utilizando essas relações, podemos determinar todos os produtos da base. Por exemplo, multiplicando a equação  $ijk = -1$  por  $k$  pela direita, temos  $ijk^2 = -k$ . No entanto, pelas próprias relações fundamentais (3.3), temos que  $k^2 = -1$ . Portanto, ficamos com  $-ij = -k$ , ou seja,

$$ij = k. \quad (3.4)$$

De formas análogas, mostramos que<sup>6</sup>

$$jk = i; \quad (3.5)$$

$$ki = j; \quad (3.6)$$

$$ji = -k; \quad (3.7)$$

$$kj = -i; \quad (3.8)$$

$$ik = -j. \quad (3.9)$$

Os resultados (3.4-3.9) mostram que, ao contrário da multiplicações de números complexos, a multiplicação de quatérnios não é, em geral, comutativa, ou seja, se  $q_1, q_2 \in \mathbb{H}$ , em geral, temos  $q_1q_2 \neq q_2q_1$ .

Como apresentamos o conjunto dos quatérnios como sendo o  $\mathbb{R}^4$  munido de certas propriedades, uma definição natural para a soma de dois quatérnios  $q_1 = a_1 + b_1i + c_1j + d_1k$  e  $q_2 = a_2 + b_2i + c_2j + d_2k$  (KUIPERS, 1999) é:

$$q_1 + q_2 = a_1 + a_2 + (b_1 + b_2)i + (c_1 + c_2)j + (d_1 + d_2)k, \quad (3.10)$$

bem como a definição de multiplicação de um quatérnio  $q = a + bi + cj + dk$  por um número real  $x$  como

$$xq = xa + xbi + xcj + xdk. \quad (3.11)$$

<sup>6</sup> As demais relações decorrem imediatamente de que 1 é o elemento neutro da multiplicação:  $1i = i1 = i$ ,  $1j = j1 = j$  e  $1k = k1 = k$ .

Claramente, a adição de quatérnios é comutativa. Além disso, para um número real não nulo  $x$  e um quatérnio  $q$ , costumamos denotar  $\frac{1}{x}q = \frac{q}{x}$ .

Uma representação alternativa de um quatérnio  $q = a + bi + cj + dk$  é

$$q = (a, \mathbf{v}), \quad (3.12)$$

sendo  $\mathbf{v} = bi + cj + dk = (b, c, d) \in \mathbb{R}^3$ , ou seja, um vetor tridimensional.

Com essa representação e com as definições já apresentadas, para dois quatérnios quaisquer  $q_1 = (a_1, \mathbf{v}_1)$  e  $q_2 = (a_2, \mathbf{v}_2)$ , podemos mostrar que (BIASI; GATTASS, 2002):

$$q_1 + q_2 = (a_1 + a_2, \mathbf{v}_1 + \mathbf{v}_2); \quad (3.13)$$

$$q_1 q_2 = (a_1 a_2 - \mathbf{v}_1 \cdot \mathbf{v}_2, a_1 \mathbf{v}_2 + a_2 \mathbf{v}_1 + \mathbf{v}_1 \times \mathbf{v}_2), \quad (3.14)$$

sendo que  $\cdot$  denota o produto interno usual do  $\mathbb{R}^3$  e  $\times$  representa o produto vetorial nesse mesmo espaço.

Segundo Biasi e Gattass (2002), dado um quatérnio  $q = (a, \mathbf{v})$  podemos definir seu conjugado e o denotar por  $\bar{q}$  como

$$\bar{q} = (a, -\mathbf{v}). \quad (3.15)$$

Vemos que

$$q\bar{q} = \bar{q}q = a^2 + |\mathbf{v}|^2 = a^2 + b^2 + c^2 + d^2, \quad (3.16)$$

para  $\mathbf{v} = (b, c, d)$ .

- A quantidade definida em (3.16) é chamada de *magnitude quadrada do quatérnio*  $q$  e é denotada por  $\|q\|^2$ .<sup>7</sup>
- Se  $0$  é o quatérnio nulo e  $q$  um quatérnio qualquer, temos  $0q = q0 = 0$
- Para qualquer quatérnio não nulo  $q \neq 0$ , podemos definir o *quatérnio inverso*  $q^{-1}$  tal que

$$q^{-1}q = qq^{-1} = 1. \quad (3.17)$$

<sup>7</sup> De acordo com (3.16), temos  $\|q\| \geq 0$  para todo  $q \in \mathbb{H}$  sendo  $\|q\| = 0$  se, e somente se,  $q = 0$ .

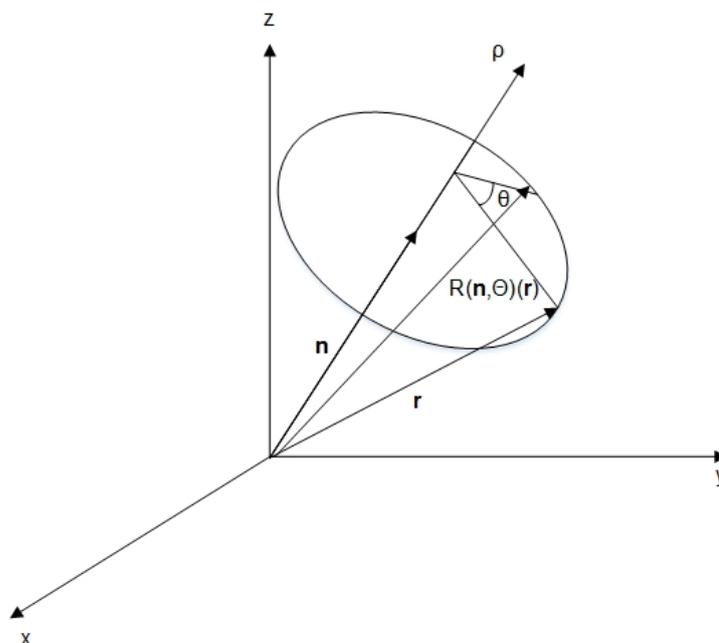
Utilizando (3.16), que

$$q^{-1} = \frac{1}{\|q\|^2} \bar{q}. \quad (3.18)$$

A próxima seção abordará brevemente a descrição de uma rotação no  $\mathbb{R}^3$  em torno de um eixo arbitrário.

### 3.5.2 Rotações no espaço $\mathbb{R}^3$

A fim de entendermos como se dá essa descrição, revisaremos uma descrição simplificada de rotações nesse espaço. Para tanto, consideremos um vetor  $\mathbf{r} \in \mathbb{R}^3$  e um eixo que consiste de uma reta  $\rho$  orientada que passa pela origem desse mesmo espaço e tem a mesma direção e sentido de um vetor unitário  $\mathbf{n}$ . Desejamos saber qual é o vetor obtido da aplicação de uma rotação de um ângulo  $\theta$  em torno do eixo  $\rho$  em  $\mathbf{r}$ .<sup>8</sup> Denotemos essa rotação pelo operador linear  $R_{(\mathbf{n},\theta)}$ . Dessa forma, desejamos descobrir o vetor  $\mathbf{r}'$  tal que  $\mathbf{r}' = R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r})$ . A Figura 18 mostra a representação gráfica da rotação entre quatérnios. O vetor  $\mathbf{n}$  define a direção e o sentido de  $\rho$  e  $\mathbf{r}$  é o vetor que gira em torno de  $\rho$  por um ângulo  $\theta$ , que resultará em  $(R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r}))$



**Figura 18 – Representação gráfica da rotação entre quatérnios**  
**Fonte: Autoria própria**

<sup>8</sup> Consideremos que esse ângulo  $\theta$  seja medido na orientação anti-horária visto do sentido que  $\mathbf{n}$  aponta.

Uma forma simples de se estudar tal problema consiste em decompor o vetor  $\mathbf{r}$  em suas componentes paralela e perpendicular ao eixo  $\rho$ , denotadas por  $\mathbf{r}_{\parallel}$  e  $\mathbf{r}_{\perp}$  respectivamente, conforme observado na Figura 19:

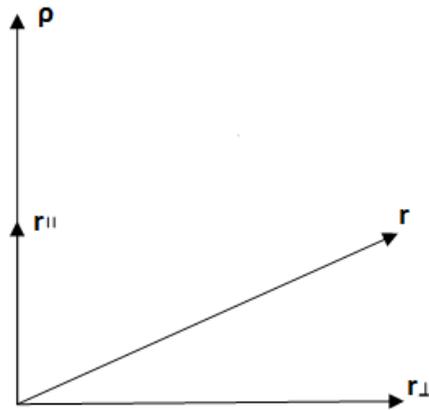


Figura 19 – Representação gráfica das componentes perpendicular e paralela do vetor  $\mathbf{r}$

Fonte: Autoria própria

$$\mathbf{r} = \mathbf{r}_{\parallel} + \mathbf{r}_{\perp}. \quad (3.19)$$

Visto que  $\mathbf{r}_{\parallel}$  é obtido pela projeção de  $\mathbf{r}$  na direção de  $\rho$ , ou seja, de  $\mathbf{n}$ , temos

$$\mathbf{r}_{\parallel} = (\mathbf{r} \cdot \mathbf{n})\mathbf{n}. \quad (3.20)$$

De (3.19) e (3.20), podemos escrever

$$\begin{aligned} \mathbf{r}_{\perp} &= \mathbf{r} - \mathbf{r}_{\parallel} \\ &= \mathbf{r} - (\mathbf{r} \cdot \mathbf{n})\mathbf{n}. \end{aligned} \quad (3.21)$$

Como a rotação  $R_{(\mathbf{n},\theta)}(\cdot)$  se dá em torno do eixo  $\rho$ , a componente do vetor  $\mathbf{r}$  paralela a esse eixo permanece inalterada:

$$R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r}_{\parallel}) = \mathbf{r}_{\parallel}. \quad (3.22)$$

Para encontrarmos  $R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r}_\perp)$ , levamos em consideração que esse vetor pertence a um plano definido pelo vetor normal  $\mathbf{n}$ . Geometricamente, sabemos que o vetor  $\mathbf{r}_\perp$  também pertence a esse plano. Supondo  $\mathbf{r}_\perp$  não nulo, podemos tomá-lo como um dos vetores de uma base desse plano. A fim de encontrarmos outro vetor dessa base, consideremos o vetor  $\mathbf{v}$  definido por

$$\mathbf{v} \equiv \mathbf{n} \times \mathbf{r}_\perp. \quad (3.23)$$

Usando (3.21), encontramos

$$\begin{aligned} \mathbf{v} &= \mathbf{n} \times [\mathbf{r} - (\mathbf{r} \cdot \mathbf{n})\mathbf{n}] \\ &= \mathbf{n} \times \mathbf{r} - (\mathbf{r} \cdot \mathbf{n})\mathbf{n} \times \mathbf{n} \\ &= \mathbf{n} \times \mathbf{r}. \end{aligned} \quad (3.24)$$

Desses resultados, temos

$$\mathbf{r}_\perp \cdot \mathbf{v} = 0; \quad (3.25)$$

$$|\mathbf{v}| = |\mathbf{r}_\perp|. \quad (3.26)$$

Isso mostra que  $\mathbf{v}$  pode ser tomado como o outro vetor da base do plano estudado. Em particular, escrevendo  $\hat{\mathbf{r}}_\perp \equiv \mathbf{r}_\perp/|\mathbf{r}_\perp|$  e  $\hat{\mathbf{v}} \equiv \mathbf{v}/|\mathbf{v}|$  e levando em consideração (3.26) e forma polar de um vetor no plano, podemos escrever:<sup>9</sup>

$$R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r}_\perp) = |\mathbf{r}_\perp| \cos(\theta) \hat{\mathbf{r}}_\perp + |\mathbf{r}_\perp| \sin(\theta) \hat{\mathbf{v}} \quad (3.27)$$

ou, simplesmente

$$R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r}_\perp) = \cos(\theta) \mathbf{r}_\perp + \sin(\theta) \mathbf{v}. \quad (3.28)$$

Como  $R_{(\mathbf{n},\theta)}(\cdot)$  é um operador linear, estamos em condições de calcular  $R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r})$ . Das equações (3.19), (3.20), (3.21), (3.22), (3.24) e (3.28), encontramos:

$$\begin{aligned} R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r}) &= R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r}_\parallel + \mathbf{r}_\perp) \\ &= R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r}_\parallel) + R_{(\mathbf{n},\theta)}(\mathbf{r}_\perp) \\ &= \mathbf{r}_\parallel + \cos(\theta) \mathbf{r}_\perp + \sin(\theta) \mathbf{v} \\ &= \cos(\theta) \mathbf{r} + [1 - \cos(\theta)] \mathbf{r} \cdot \mathbf{nn} + \sin(\theta) \mathbf{n} \times \mathbf{r}. \end{aligned} \quad (3.29)$$

<sup>9</sup> Podemos utilizar a forma polar na presente situação por causa da equação (3.25), que mostra que  $\mathbf{r}_\perp$  e  $\mathbf{v}$  são ortogonais.

Essa é a expressão buscada desde o início desta seção. Com ela, somos capazes de calcular a rotação de qualquer vetor  $\mathbf{r}$  do  $\mathbb{R}^3$  em torno de um eixo designado pelo vetor unitário  $\mathbf{n}$  por um ângulo  $\theta$ .

### 3.5.3 Relação entre quatérnios e rotações

Passaremos, então, à aplicação dos quatérnios às rotações.

Como na seção anterior, desejamos rotacionar um vetor  $\mathbf{r} \in \mathbb{R}^3$  por um ângulo  $\theta$  em torno de um eixo  $\rho$  que tem a mesma direção (e sentido) de um vetor unitário  $\mathbf{n}$ , com a mesma convenção do caso anterior.

Para tal fim, consideremos os quatérnios

$$p = (0, \mathbf{r}); \quad (3.30)$$

$$q = (s, \mathbf{v}), \quad (3.31)$$

sendo  $q$  um quatérnio unitário, ou seja, um quatérnio cuja magnitude quadrada valha 1, e  $\mathbf{v}$  um vetor não nulo com a mesma direção de  $\mathbf{n}$ .

Consideremos o quatérnio  $qpq^{-1}$ .<sup>10</sup> Levando em consideração a relação (3.18) juntamente com  $\|q\|^2 = 1$ , temos

$$\begin{aligned} qpq^{-1} &= qp\bar{q} \\ &= (0, (s^2 - |\mathbf{v}|^2) \mathbf{r} + 2\mathbf{v} \cdot \mathbf{r}\mathbf{v} + 2s\mathbf{v} \times \mathbf{r}). \end{aligned} \quad (3.32)$$

Visto que o quatérnio  $q$  é unitário, de (3.16), vemos que

$$s^2 + |\mathbf{v}|^2 = 1. \quad (3.33)$$

Devido a essa equação, podemos reescrever os objetos  $s$  e  $\mathbf{v}$  como

$$s = \sin(\alpha); \quad (3.34)$$

$$\mathbf{v} = \cos(\alpha) \mathbf{n}, \quad (3.35)$$

sendo  $\alpha$  um parâmetro real.

Utilizando essa parametrização na equação (3.32), encontramos

<sup>10</sup> Notemos que  $q^{-1}$ , pois  $q$  é unitário, donde não nulo.

$$qpq^{-1} = (0, \cos(2\alpha) \mathbf{r} + [1 - \cos(2\alpha)] \mathbf{r} \cdot \mathbf{nn} + \sin(2\alpha) \mathbf{n} \times \mathbf{r}). \quad (3.36)$$

Comparando este resultado com (3.29), vemos que se escolhermos o parâmetro *alpha* como

$$\alpha = \frac{\theta}{2} \quad (3.37)$$

encontramos

$$qpq^{-1} = (0, R_{(\mathbf{n}, \theta)}(\mathbf{r})) \quad (3.38)$$

e esta é a buscada conexão entre quatérnios e rotações no  $\mathbb{R}^3$ .

### 3.6 CONVERSOR ANALÓGICO/DIGITAL

O sinal analógico, usualmente fornecido por tensões ou correntes de referência, é um sinal contínuo no tempo que quando convertido para o sinal digital torna-se um sinal amostrado e discreto no tempo. Um conversor A/D ideal consegue reproduzir as entradas analógicas dentro de uma faixa de códigos digitais, ou seja, cada código digital consegue representar um intervalo do sinal analógico. A resolução (Res) do conversor é obtida com a relação da faixa de valores analógicos e os números existentes para a representação digital, calculada pela equação 3.39, onde FE é o fundo de escala e N é o número de bits. O conversor A/D do MPU-9250 possui 16 bits e, como neste caso é fornecido pela tensão, a resolução será em volts (TEXAS INSTRUMENTS, 2017).

$$Res = \frac{FE}{2^N - 1} = \frac{5V - 0V}{2^{16} - 1} \approx 76,295 \mu V \quad (3.39)$$

### 3.7 MICROCONTROLADOR

Os componentes eletrônicos denominados microcontroladores desempenham funções buscando atender ao controle de processos. Um dos seus benefícios está na habilidade de exercer várias tarefas distintas como um sistema de *Central Processing Unit* (CPU) completo, proporcionando a facilidade de manutenção e simplificando a

construção de circuitos. Os microcontroladores são providos ainda de uma inteligência programável onde a linguagem utilizada é essencial para facilitar a comunicação entre o projetista e o dispositivo, munido de comandos com operações lógicas, operações matemáticas e variáveis. Para a leitura destes dados, é necessário que haja um sistema de compilação encarregado de efetuar a leitura dos códigos de programação. Visto sua flexibilidade, existem inúmeras possibilidades de aplicações para eles, como na automação industrial, comercial ou predial, na área de automobilismo, além dos produtos manufaturados, eletrodomésticos e telecomunicações, entre outros (OLIVEIRA NETO; MONTEIRO; QUEIROGA, 2012).

### 3.7.1 Características do ATMEGA328P

Para intermediar a comunicação entre o sensor de medida inercial e o computador, foi escolhido o microcontrolador ATMEGA328P de 8 bits, com 32KB de memória flash e memória *Erasable Programmable Read-only Memory* (EEPROM) de 1KB, podendo operar com tensão entre 1,8V a 5,5V (ATMEL, 2015).

Para desenvolver o código de implementação do microcontrolador, fez-se o uso do *software Integrated Development Environment* (IDE) do Arduino, com ambiente de desenvolvimento integrado onde foi elaborado todo o código de programação com todas as funções, pertinentes ao projeto, implantadas no microcontrolador.

## 3.8 COMUNICAÇÃO SERIAL

A comunicação serial ocorre através de um único canal com o envio sequencial de um único bit por vez. O uso de fios como meio de transmissão de dados é reduzido, conseqüentemente o custo também será reduzido, permitindo e facilitando o uso da comunicação serial para longas distâncias sem que o sinal sofra degradação, porém sua velocidade de transmissão se torna limitada (ALBINI, 2015). A taxa de transmissão, conhecida como *baud rate*, é uma medida de velocidade de comunicação a qual indica o número de bits transmitidos por segundo (NATIONAL INSTRUMENTS, 2015). A taxa de comunicação utilizada na pesquisa foi de 9600 bps.

## 3.9 COMUNICAÇÃO BLUETOOTH

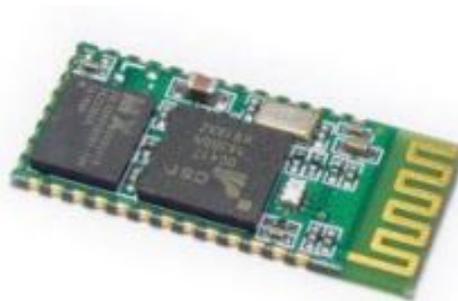
O *Bluetooth®* é uma tecnologia de comunicação sem fio o qual serve como suporte para a conexão e troca de dados entre dispositivos, esta troca ocorre através

da frequência de rádio para distâncias limitadas. Ele é considerado um meio de comunicação seguro, que não sofre interferências devido aos mecanismos utilizados para garantia da troca de informações, de baixo custo, de âmbito global e com pequeno consumo de energia, porém a energia requerida para a transmissão depende do dispositivo utilizado (SIQUEIRA, 2006). Segundo Siqueira (2006), a comunicação acontece mesmo com obstáculos, respeitando a sua distância máxima e esta é especificada em três classes:

- Classe 1: alcance máximo de 100 metros;
- Classe 2: alcance máximo de 10 metros;
- Classe 3: alcance máximo de 1 metro.

A tecnologia *Bluetooth®* opera em uma faixa de frequência de rádio na banda *Industrial Scientific and Medical* (ISM) de 2,4GHz a 2,485GHz. A interconexão entre o *Bluetooth®* e os equipamentos funciona na topologia mestre-escravo e quando a comunicação entre eles é bem sucedida, o equipamento conectado irá admitir a função de escravo (SIQUEIRA, 2006).

Para a pesquisa, foi escolhido o módulo *Bluetooth®* HC-05 (Figura 20) pela sua fácil utilização e sua conexão serial sem a necessidade do uso de fios por possuir antena integrada. Para o tráfego de dados entre o microcontrolador do projeto e o módulo, usam-se os pinos RX e TX que operam na comunicação serial. Sua faixa de operação encontra-se entre 1,8V a 3,6V (ITEADSTUDIO, 2010).



**Figura 20 – Módulo Bluetooth HC-05**

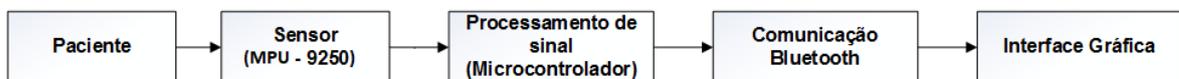
**Fonte: ITEADSTUDIO (2010)**

## 4 DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO

Neste capítulo será descrito todo o processo de desenvolvimento do dispositivo de medição da oscilação corporal através de etapas da construção do *hardware*, da elaboração do *software* e obtenção dos dados. O desenvolvimento da placa envolve o módulo de aquisição e de comunicação, enquanto a elaboração do código implica na fusão dos dados e no tratamento apropriado do sinal, o que facilitará a análise dos dados. Será abordado ainda o método adequado para a aquisição de informações referentes a movimentos corporais ou alterações posturais significativas com o propósito de manter equilíbrio, respeitando as limitações e normalidades corporais citadas na revisão de literatura. O uso e escolhas de componentes que compõem o circuito implementado serão abordados e devidamente justificados.

### 4.1 VISÃO GERAL DO SISTEMA

A Figura 21 apresenta a visão geral do sistema, iniciando com a aquisição do sinal, realizado pelo sensor MPU-9250, originado dos deslocamentos do paciente. Os dados adquiridos são reunidos no processador de movimento digital (DMP) por meio do algoritmo de estimação da orientação e, após, o MPU-9250 realiza a conversão A/D. Em sequência, o microcontrolador fará todo o processamento dos sinais mensurados, permitindo iniciar o estágio de comunicação via *Bluetooth®* para envio destes dados para um computador/tablet com a interface gráfica.



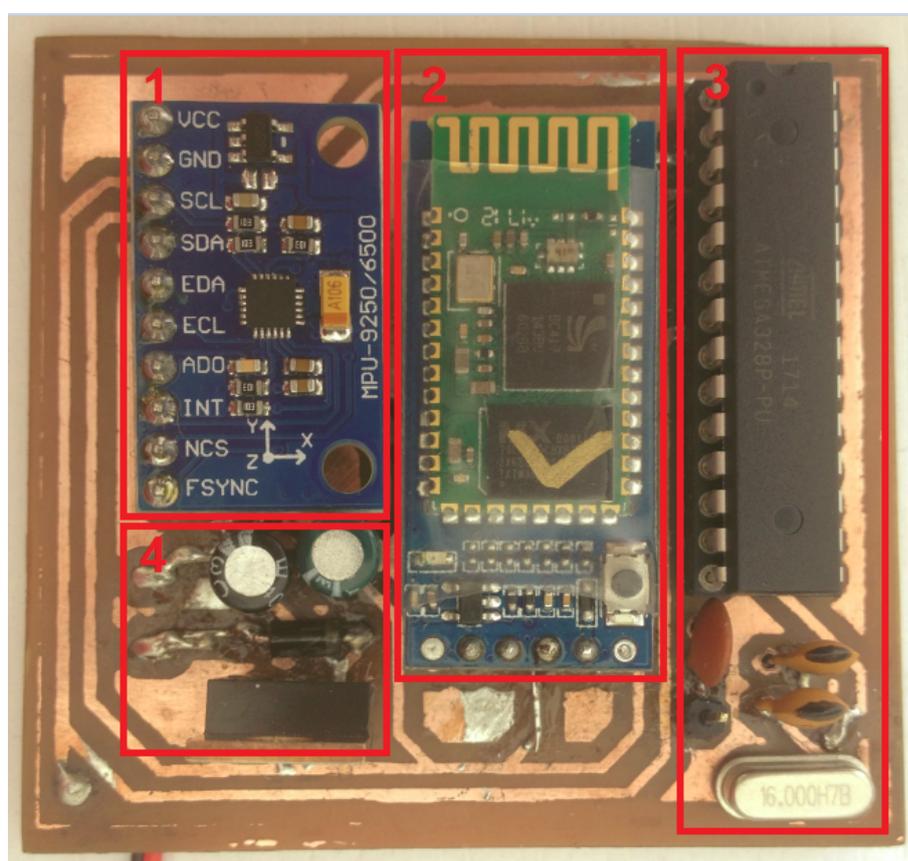
**Figura 21 – Visão geral do sistema**

Fonte: Autoria própria

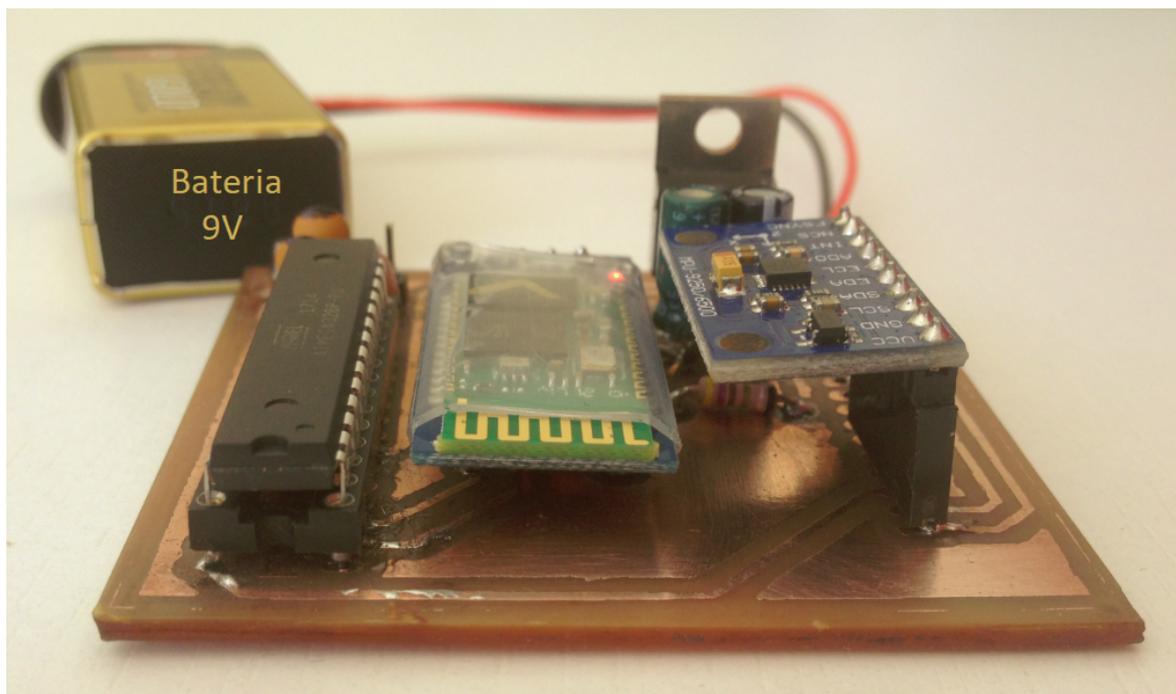
### 4.2 HARDWARE

O *hardware* é constituído pelo módulo de alimentação, módulo de aquisição da oscilação corporal, módulo de processamento de sinais e o módulo de comunicação. A alimentação ocorre por meio de uma bateria comum de 9V. A aquisição do sinal é realizada pelo sensor MPU-9250 constituído pelo acelerômetro, giroscópio e

magnetômetro. O ATMEGA328P exerce os cálculos de fusão de dados necessários para reproduzir os valores angulares a partir da leitura dos sensores, efetua filtragem do sinal para tratá-lo e controla o fluxo de dados entre sensor e *Bluetooth*® através de portas seriais. A transmissão de sinal do *hardware* para o computador ocorre por meio do módulo *Bluetooth*® HC-05. Todos os módulos foram montados em apenas uma placa de *hardware* como na Figura 22, onde 1 apresenta o módulo de aquisição com o sensor de oscilação corporal, 2 o módulo de comunicação *Bluetooth*® (sem fio), 3 o módulo de processamento com o microcontrolador e 4 o módulo de alimentação composto pelo regulador de tensão. A Figura 23 mostra o dispositivo em funcionamento, alimentado pela bateria de 9V.



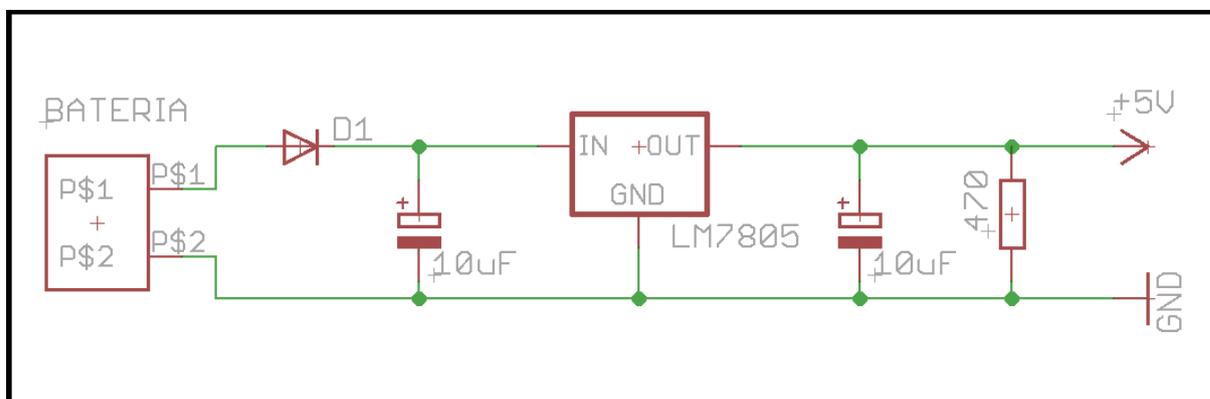
**Figura 22 – Hardware**  
Fonte: Autoria própria



**Figura 23 – Dispositivo em funcionamento**  
**Fonte: Autoria própria**

#### 4.2.1 Módulo de alimentação

Os componentes do *hardware*, tais como o sensor, *Bluetooth*® e microcontrolador, necessitam de uma alimentação de 5V. Para isso utilizou-se uma bateria de 9V e um regulador de tensão LM7805 capaz de converter o valor de entrada da bateria para o valor necessário de 5V como pode ser observado na Figura 24.



**Figura 24 – Módulo de alimentação**  
**Fonte: Autoria própria**

#### 4.2.2 Módulo de aquisição

A escolha do sensor para medida da oscilação corporal se deu com o levantamento de vários possíveis sensores a serem utilizados no projeto e suas características. O diferencial do sensor escolhido é que contém o acelerômetro, giroscópio e magnetômetro integrados em um mesmo sensor e a capacidade de associar os dados dos nove eixos, executado no próprio sensor sem a necessidade de comandos externos. Além disso, a possibilidade de medir a variação da velocidade de uma massa e a velocidade angular da mesma, referenciados pela bússola, tornou adequado seu uso no trabalho o qual necessita destes valores de deslocamento para estimar a oscilação corporal de um indivíduo.

Para aquisição de sinal, utilizou-se o sensor GY-9250 de medida inercial e de medida de intensidade, direção e sentido do campo magnético, composto pelo MPU-9250 com processador de movimento digital (DMP) integrado responsável pela associação dos movimentos nos 3 eixos (x, y e z) do acelerômetro, do giroscópio e do magnetômetro, totalizando 9 eixos. Com a medição, é possível que o sensor realize a junção destas informações coletadas.

Para a implementação do circuito, as portas seriais do sensor SCL e SDA foram ligadas a entrada serial correspondente do microcontrolador como na Figura 25, onde a porta serial *clock* (SCL) efetua o sincronismo entre sensor e microcontrolador e a porta serial *data* (SDA) realiza a transferência dos dados aferidos. Os dados são previamente convertidos de analógico para digital no sensor para então serem entregues já digitalizados para o microcontrolador.

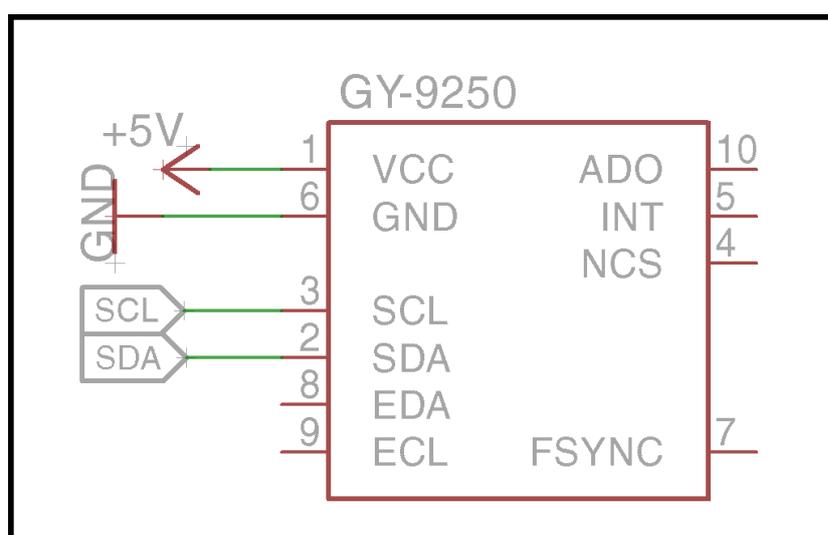


Figura 25 – Módulo de aquisição  
Fonte: Autoria própria

### 4.2.3 Módulo de processamento de sinais

A Figura 26 mostra o esquema de ligações do módulo de processamento de sinais, onde as portas SCL e SDA do microcontrolador são conectados as respectivas saídas do sensor GY-9250. As saídas TX e RX do microcontrolador são conectados, respectivamente, as entradas RX e TX do módulo *Bluetooth®*. O microcontrolador foi escolhido conforme suas características e sua facilidade de utilização, com a função de executar os cálculos de fusão de dados, estimando a posição baseada em quatérnios, necessários para possibilitar as leituras angulares dos dados e efetuar a filtragem da fusão de dados para eliminação de possíveis interferências de alta frequência, assim como estabelecer a comunicação entre sensor e *Bluetooth®*.

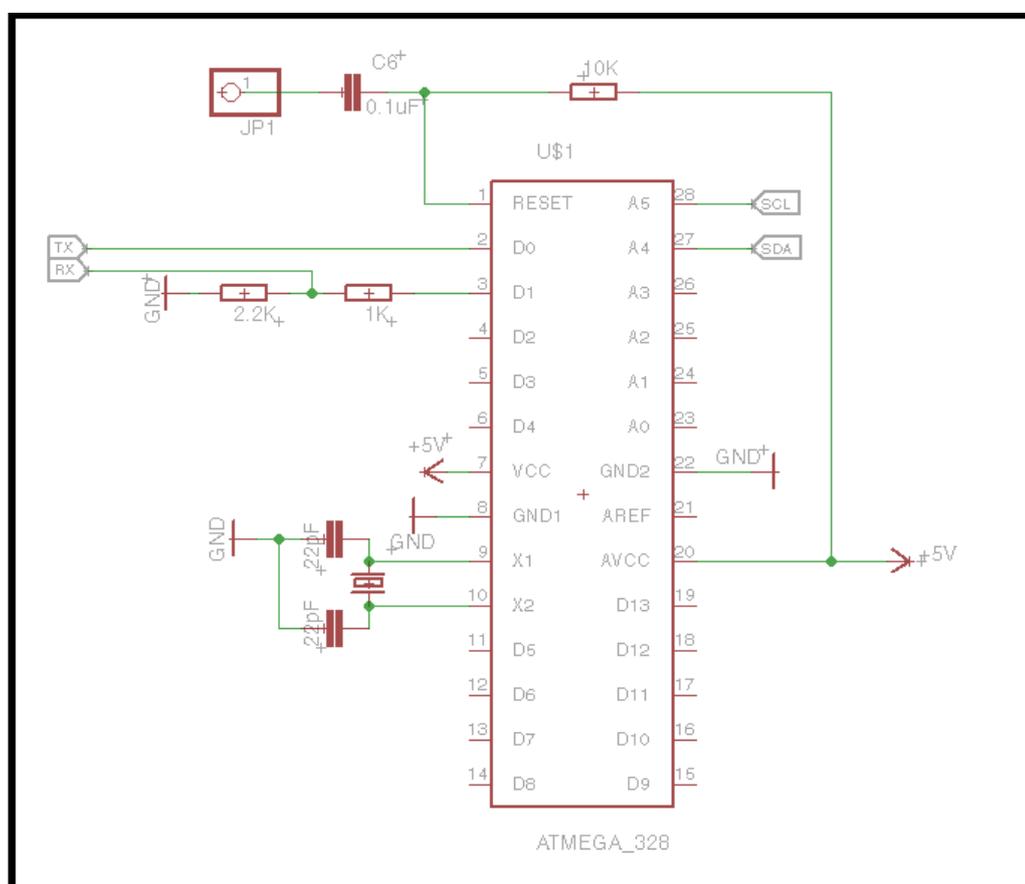
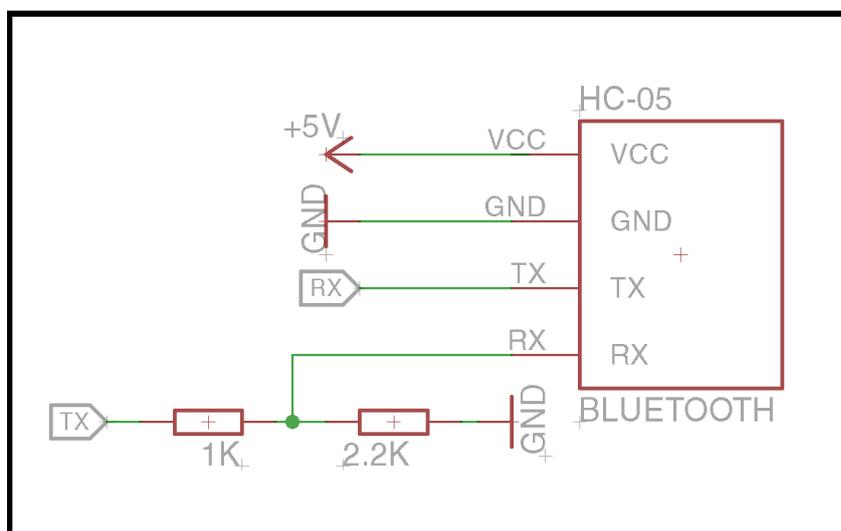


Figura 26 – Módulo de processamento de sinais

Fonte: Autoria própria

#### 4.2.4 Módulo de comunicação

O módulo *Bluetooth®* HC-05 foi aplicado como meio de transmissão do sinal do *hardware* para o dispositivo móvel, com alcance de até 10 metros sem cabeamento e uma fácil configuração. Para isso, ligou-se as portas seriais transmissor (TX) e receptor (RX) do dispositivo as portas seriais de recepção (RX) e transmissão (TX) do microcontrolador, respectivamente. Considerando que, apesar de sua alimentação, a comunicação serial do *Bluetooth®* ocorre a uma taxa de 3,3V, se fez necessário o uso de divisor resistivo para o pino RX já que o microcontrolador também trabalha com 5V. A Figura 27 ilustra o módulo de comunicação.



**Figura 27 – Módulo de comunicação**  
**Fonte: Autoria própria**

#### 4.3 SOFTWARE

O desenvolvimento do *software* consistiu em realizar a configuração das interrupções e da aquisição de dados, os testes de comunicação para possibilitar o início do processamento do sinal e a aferição das leituras do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, para que fossem calculados os ângulos Guinada, Inclinação e Rolamento através do cálculo de quatérnios utilizando o filtro de Mahony. O código foi implementado no ATMEGA328P, que recebe os dados digitais do sensor e transmite para o módulo *Bluetooth®* via portas seriais. A Figura 28 ilustra um fluxograma com a visão geral do módulo de processamento de sinais.

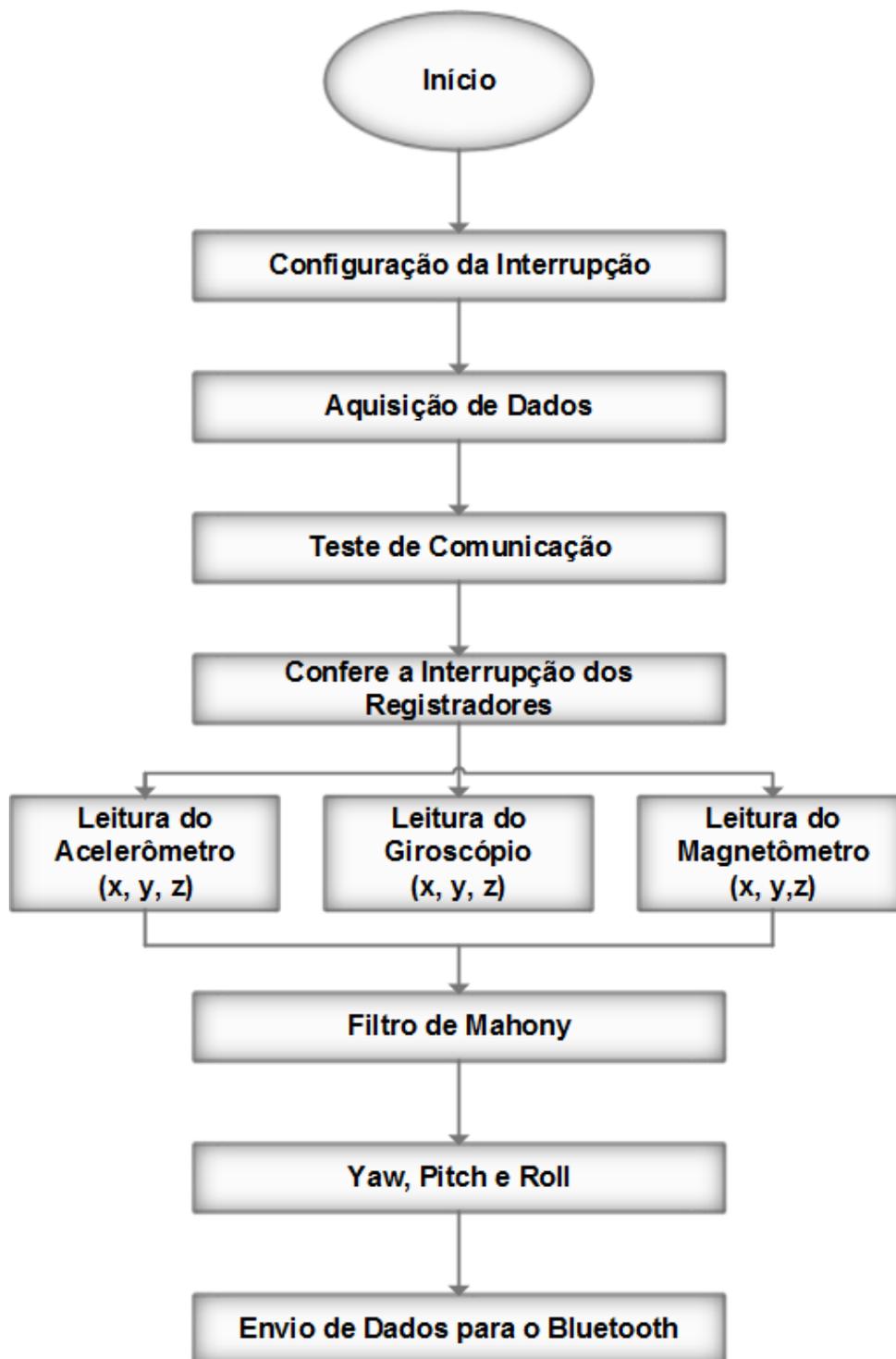
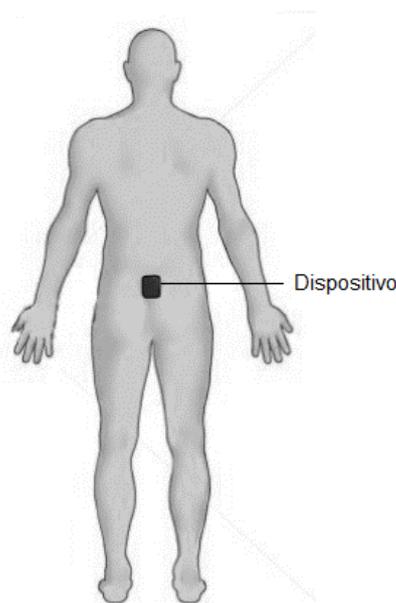


Figura 28 – Fluxograma do módulo de processamento de sinais  
Fonte: Autoria própria

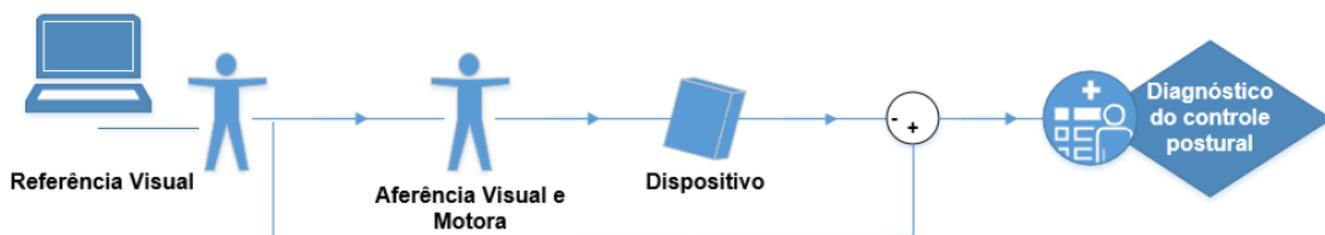
#### 4.4 AQUISIÇÃO DE SINAL

O dispositivo desenvolvido é responsável pelo monitoramento do equilíbrio postural, dotado de sensores inerciais capazes de mensurar oscilações corporais através de deslocamentos ocorridos nos eixos x, y e z, com finalidade de prevenir as possíveis quedas de idosos através de avaliações cinesiológicas desempenhadas por profissionais da fisioterapia. Para aferir a oscilação corporal do paciente, o dispositivo é posicionado na região do quadril, mais especificamente no centro de massa corporal localizado próximo à quinta vértebra lombossacral. A posição do dispositivo no corpo pode ser observada na Figura 29.



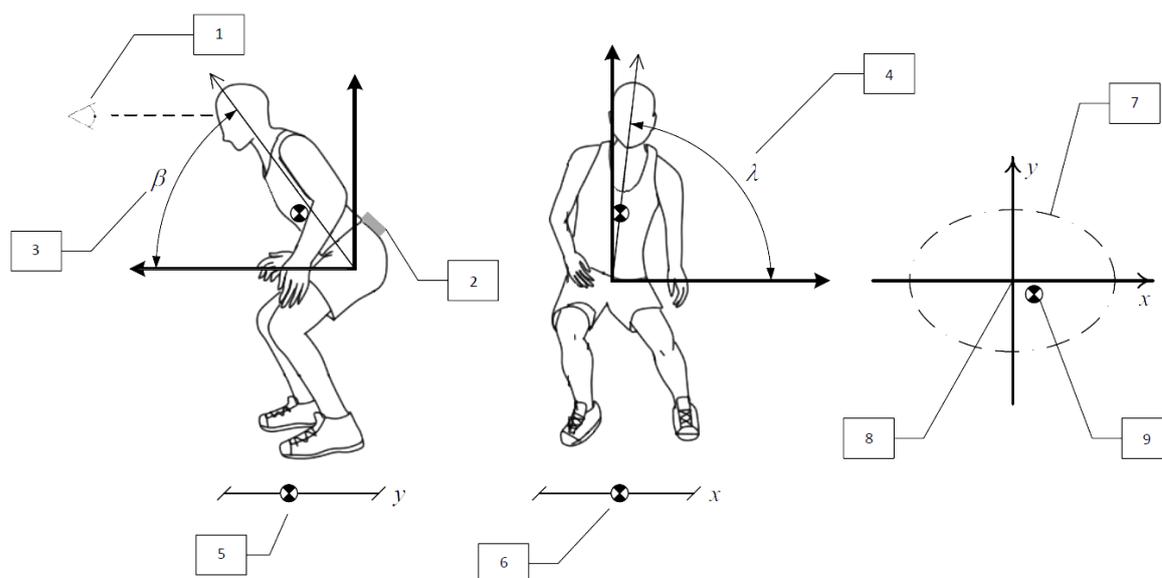
**Figura 29 – Dispositivo alocado no centro de massa corporal**  
**Fonte: Autoria própria**

A aquisição do sinal inicia com um estímulo visual do paciente dado por uma referência visual exibida em uma interface gráfica de um monitor. Com isso, o dispositivo pode medir a oscilação corporal a partir da própria aferência visual e motora do paciente, o que leva a uma nova análise de equilíbrio corporal para diagnóstico do controle postural. Este diagnóstico do controle postural é caracterizado pela autorregulação do paciente denominada *biofeedback*, onde os movimentos de equilíbrio instáveis devem atingir o equilíbrio recuperado para garantir o estágio de estabilidade. O diagrama de *biofeedback* é representado na Figura 30.



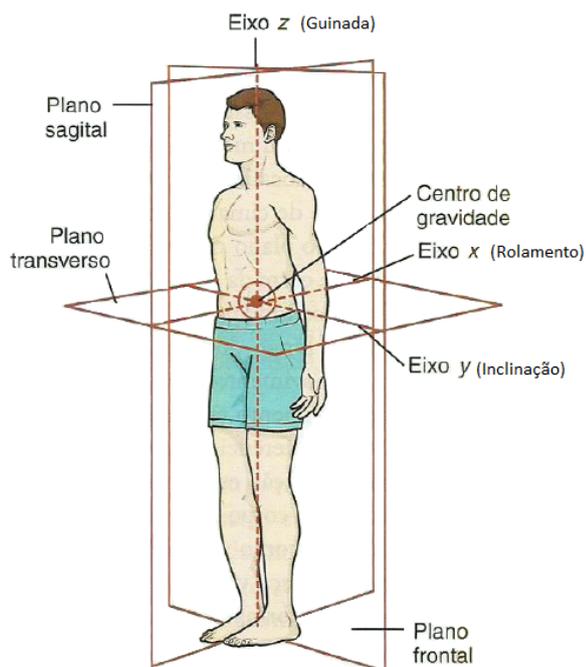
**Figura 30 – Diagrama de *Biofeedback***  
**Fonte: Autoria própria**

O sistema de aquisição do sinal pode ser analisado diante da realização dos movimentos corporais como na Figura 31. Com o dispositivo posicionado na região lombossacral (2), o ângulo  $\beta$  (3) e o ângulo  $\lambda$  (4) serão aferidos juntamente com as posições do eixo y (5) e do eixo x (6), estas medições indicam a oscilação corporal de acordo com o deslocamento do centro de massa. O centro de massa corporal (9) deve mover-se dentro de uma área (7) determinada para que o indivíduo mantenha o equilíbrio estável, considerando os mesmos eixos x e y (8). Por meio da ferramenta *biofeedback* (1), é possível que a pessoa realize a autorregulação dos seus movimentos uma vez que eles são reportados para um dispositivo móvel, ou seja, qualquer movimento ou postura corporal alterado será reportado a uma interface gráfica possibilitando a correção dos movimentos corporais.

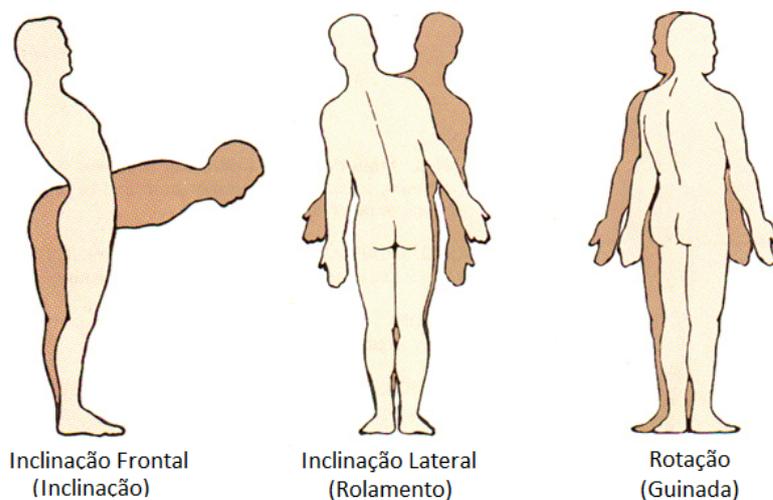


**Figura 31 – Sistema de medição da oscilação corporal**  
**Fonte: Autoria própria**

A Figura 32 retrata os eixos e planos cardeais do corpo humano, evidenciando os eixos a serem analisados (x, y e z). Os movimentos corporais demonstrados na Figura 33, quando executados, modificam os valores dos ângulos em estudo, sendo que a inclinação frontal alterará o ângulo Inclinação (eixo y), a inclinação lateral alterará o ângulo Rolamento (eixo x), enquanto a rotação corporal alterará o ângulo Guinada (eixo z). Estes valores angulares poderão ser aferidos pelo dispositivo.



**Figura 32 – Eixos e planos cardeais do corpo**  
**Fonte: Adaptado de HOUGLUM; BERTORI (2014)**



**Figura 33 – Movimentos angulares**  
**Fonte: Adaptado de OHARA (2014)**

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo apresenta os resultados dos testes obtidos durante todo o desenvolvimento do projeto no decorrer da etapa de aquisição do sinal até o seu processamento, que trabalha com o intuito de diminuir as interferências, e a visualização dos dados obtidos em interface gráfica devido à transmissão via módulo *Bluetooth®*.

### 5.1 CIRCUITO DE AQUISIÇÃO DO SINAL

O circuito desenvolvido para aquisição de sinal é apresentado na Figura 34 em sua visão superior da placa, sendo que 1 representa respectivamente a entrada positiva e negativa da bateria de 9V, 2 são os terminais de conexão do sensor GY-9250, 3 são os terminais de conexão do módulo *Bluetooth®* e 4 indica o microcontrolador. A Figura 35 ilustra a visão inferior da placa.

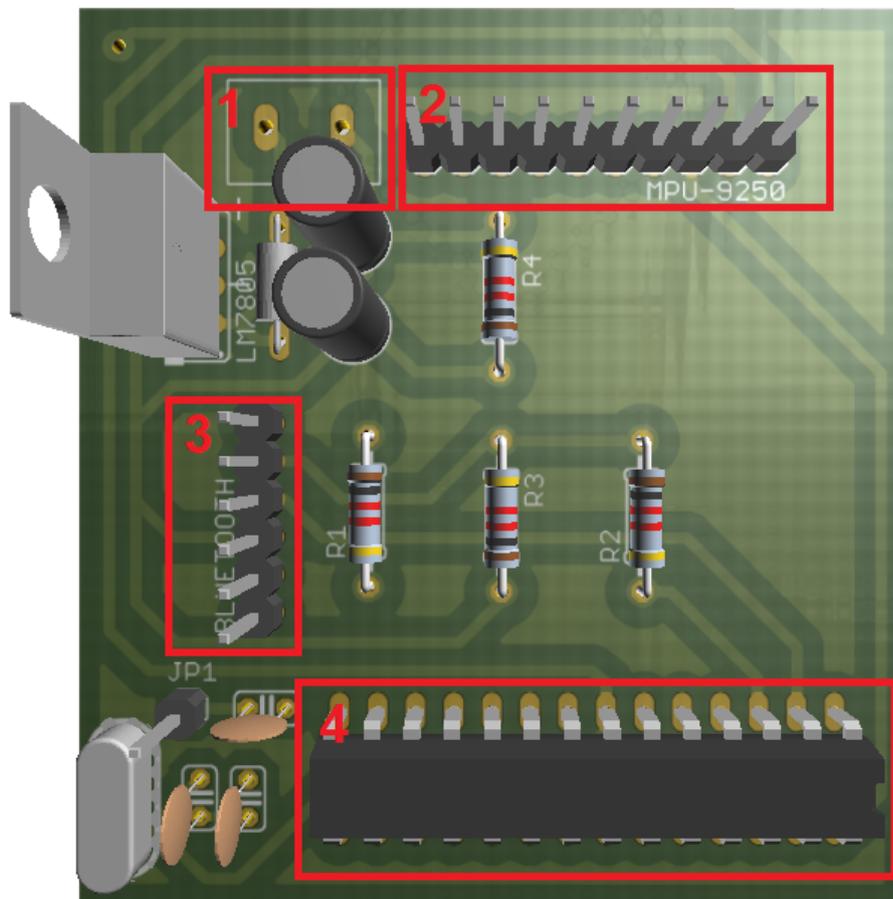
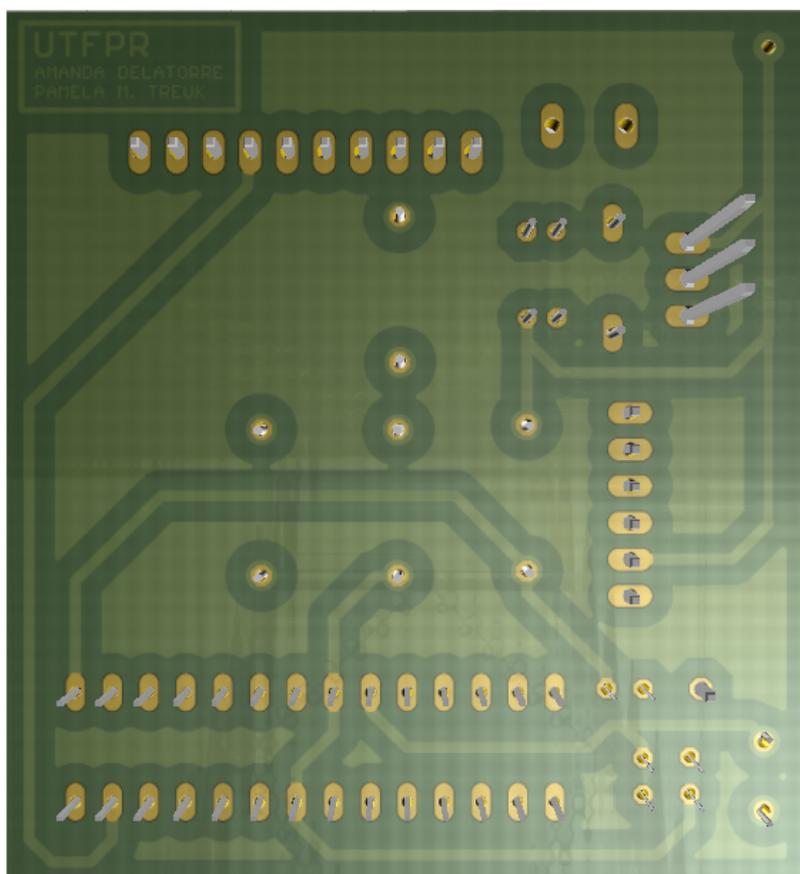


Figura 34 – Visão superior da placa de circuito impresso  
Fonte: Autoria própria



**Figura 35 – Visão inferior da placa de circuito impresso**  
**Fonte: Autoria própria**

A Figura 36 mostra a construção superior do layout da placa de circuito impresso e a Figura 37 traz a construção inferior, considerando que a placa foi produzida com face dupla, de largura e comprimento aproximado de 55 mm e 60 mm, respectivamente.

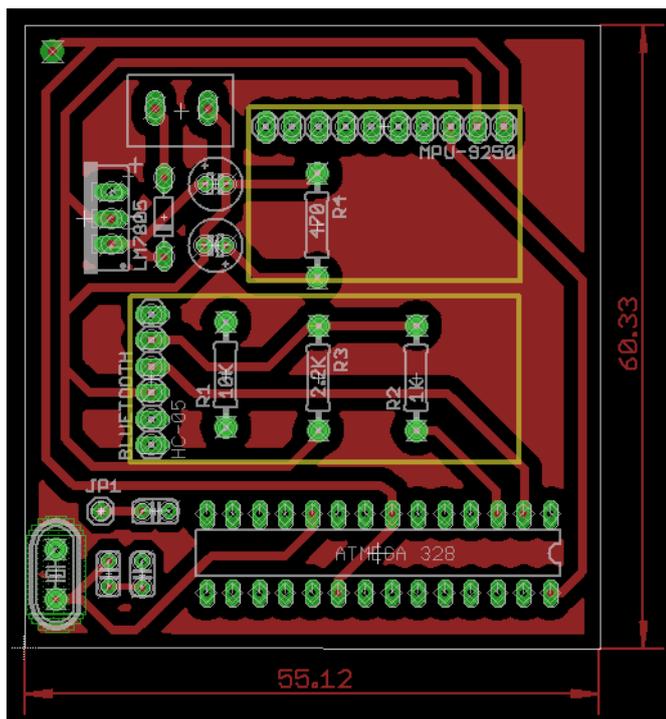


Figura 36 – Visão superior do *layout* da placa de circuito impresso  
 Fonte: Autoria própria

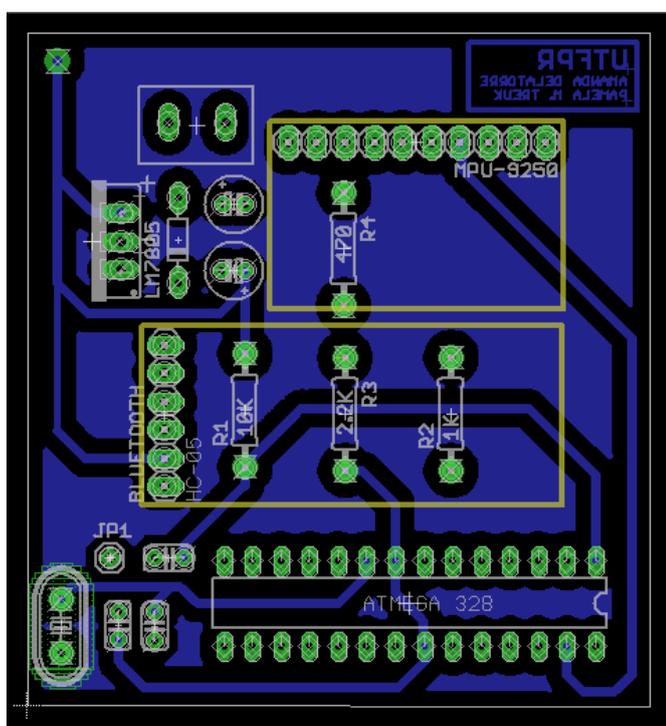


Figura 37 – Visão inferior do *layout* da placa de circuito impresso  
 Fonte: Autoria própria

O valor da corrente drenada pelo MPU-9250 é de 3,5mA, pelo ATMEGA328P é de 8,5mA, enquanto do *Bluetooth®* HC-05 é de 40mA. Os valores de corrente foram obtidos por meio dos seus respectivos *datasheets*. O consumo da bateria proporcionado pelo dispositivo de medida da oscilação corporal é de 52mA, sendo que o máximo possível a ser fornecido pelo LM7805 é de 1A, ou seja, o consumo de corrente é menor que a fornecida, não havendo sobrecarga no sistema.

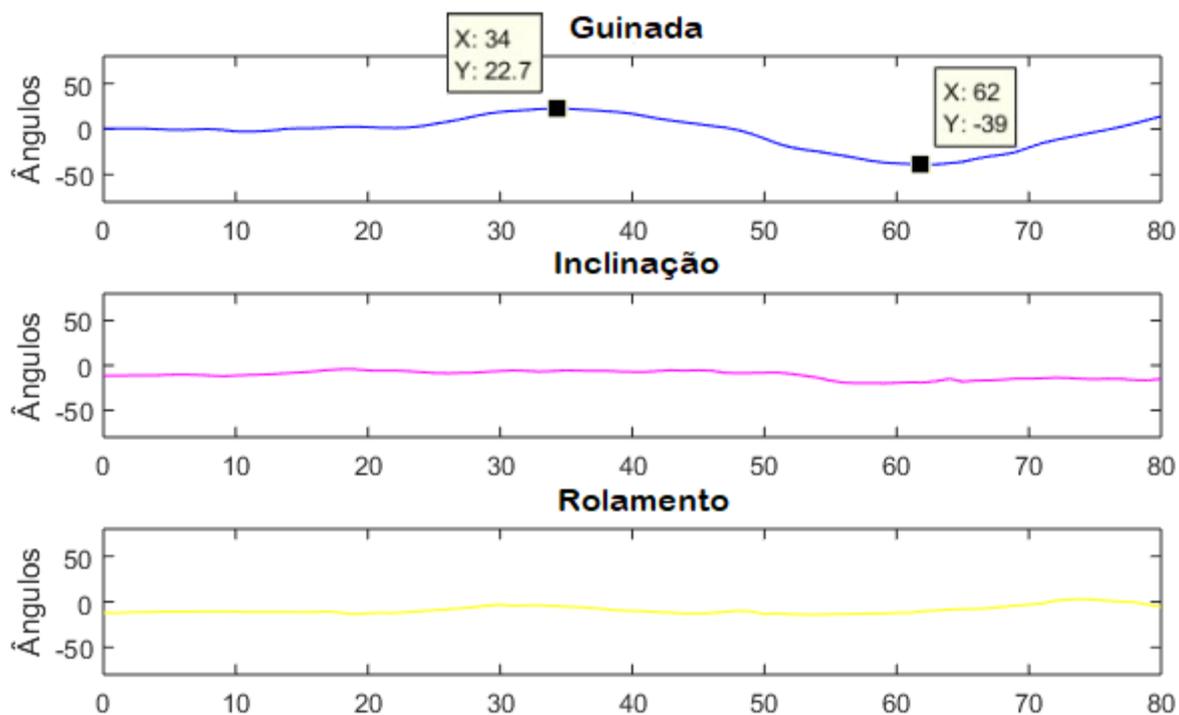
## 5.2 VISUALIZAÇÃO DA OSCILAÇÃO CORPORAL

Para testes iniciais do sistema proposto, o dispositivo foi posicionado aproximadamente no centro de massa corporal da pesquisadora do trabalho considerada saudável, com funcionamento regular tanto no controle postural quanto na capacidade de manter o equilíbrio corporal. Optou-se por realizar deslocamentos no espaço que aferissem mais precisamente um movimento em específico. Neste caso, escolheu-se o ângulo Guinada, onde consistiu em aferir a oscilação corporal do movimento de rotação como verificado na Figura 33.

Os resultados obtidos podem ser analisados na Figura 38, onde há uma diferença significativa para o ângulo Guinada indicando que os valores angulares do movimento de rotação foram aferidos e seus valores máximo ( $\theta$ ) e mínimo ( $\phi$ ) foram obtidos, respectivamente, conforme as equações 5.1 e 5.2, considerando o intervalo de início e finalização do movimento. Observa-se que os ângulos Inclinação e Rolamento apresentam pouca oscilação durante o processo de rotação corporal, já que tais oscilações angulares não devem existir na realização deste movimento, porém a mínima variação ocorre devido a alta sensibilidade do sensor e a inabilidade humana de efetuar um movimento perfeitamente estático no plano frontal e no plano sagital quando realizado o movimento no plano transverso. O mesmo acontece na execução dos outros movimentos (inclinação frontal ou inclinação lateral) em que, idealmente, a variação angular deve ocorrer somente em seus respectivos planos.

$$\theta = \tan^{-1} \frac{22,7}{34} \approx 33,7^\circ \quad (5.1)$$

$$\phi = \tan^{-1} \frac{-39}{62} \approx -32,2^\circ \quad (5.2)$$



**Figura 38 – Aferição dos ângulos em Guinada, Inclinação e Rolamento**

Fonte: Autoria Própria

O fato da mobilidade e da flexibilidade de um indivíduo idoso, não praticante de exercícios físicos, ser reduzida, irá proporcionar maior instabilidade nos movimentos corporais. Quando executado um movimento específico, como a rotação corporal efetuada no teste, existe grande probabilidade de que o resultado para um idoso seja de maior variação para os ângulos Inclinação e Rolamento os quais deveriam permanecer próximo a valores constantes, advindo à maior oscilação corporal e menor controle postural deste idoso. Ademais, com a falta de flexibilidade do idoso, o movimento rotacional pode não ser realizado por completo, diminuindo a variação dos valores do ângulo Guinada, ou seja, a variação será menor quando comparado ao resultado obtido na pesquisadora do trabalho, considerada saudável.

## 6 CONCLUSÃO

A aferição da oscilação postural vem sendo objeto de estudo no sentido de compreender como ela está relacionada à quedas. Atualmente, existem alguns sistemas que realizam a aferição desta oscilação de maneira indireta, seja por meio de processamento de imagem ou pela plataforma de força. O presente sistema propôs a aferição da oscilação postural de maneira direta, onde o protótipo é posicionado próximo à quinta vértebra lombar para aferir os ângulos de oscilação do centro de massa corporal.

O trabalho desenvolvido apresentou êxito nos seus objetivos com foco na aferição dos ângulos que compõem a oscilação postural Guinada, Inclinação e Rolamento, apesar do mesmo ter sido testado em um indivíduo apenas não dando suporte estatístico para comparação de métodos e validação do presente sistema. No entanto, o protótipo desenvolvido apresentou resultados satisfatórios conseguindo aferir ângulos em movimentos específicos de maneira quantitativa. Para análise do resultado obtido pelo dispositivo, indica-se o método de comparação, que consiste no acompanhamento diário da oscilação postural do paciente por um profissional da fisioterapia durante o período de tratamento a fim de comparar estes dados para estimar as necessidades e o avanço sofrido pelo paciente com o auxílio de exercícios.

O dispositivo desenvolvido faz a aquisição e processamento do sinal por meio de filtros, processa o sinal digital, e realiza a comunicação entre *hardware* e computador utilizando a tecnologia *Bluetooth®*. Os sinais aferidos são enviados ao computador para a visualização gráfica dos ângulos por meio do *software* MATLAB®. A aquisição dos sinais realizado pelo sensor de medida inercial, o processamento de sinais realizado pelo microcontrolador e a comunicação via *Bluetooth®* apresentaram resultados de funcionamento satisfatórios, com rápido tempo de resposta e alta sensibilidade do sensor ao mínimo deslocamento no espaço tridimensional, tornando o uso do dispositivo viável para aferir a oscilação postural.

O protótipo pode ser aprimorado em trabalhos futuros, e para tal sugere-se um estudo para a validação do sistema, cujo protocolo de testes deverá passar por um comitê de ética em pesquisa com seres humanos para que possa ser testado e então validado por profissionais de fisioterapia. De modo a tornar o protótipo mais completo, sugere-se também a criação de um aplicativo para a visualização dos ângulos de oscilação corporal em tempo real, como também a possibilidade de jogos interativos, de maneira a contribuir com a fisioterapia para o fortalecimento da musculatura de sustentação, prevenindo assim quedas em indivíduos idosos. Outra melhoria possível é torna-lo mais compacto e leve, o que facilitará a identificação do centro de massa corporal e o posicionamento do dispositivo para uma medição ainda mais precisa.

## 7 REFERÊNCIAS

- [1] ACAR, Cenk; SHKEL, Andrei M. Experimental evaluation and comparative analysis of commercial variable-capacitance MEMS accelerometers. **Journal Of Micromechanics And Microengineering**. Califórnia, p. 634-645. 10 mar. 2003.
- [2] ALBINI, Luiz Carlos Pessoa. **REDES DE COMPUTADORES I**. 2015. Disponível em: <[http://www.inf.ufpr.br/albini/apostila/Apostila\\_Redes1\\_Beta.pdf](http://www.inf.ufpr.br/albini/apostila/Apostila_Redes1_Beta.pdf)>. Acesso em: 09 jul. 2017.
- [3] ATMEL. **ATMEL 8-BIT MICROCONTROLLER WITH 4/8/16/32KBYTES IN-SYSTEM PROGRAMMABLE FLASH: DATASHEET**. 2015. Disponível em: <[http://www.atmel.com/images/Atmel-8271-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega48A-48PA-88A-88PA-168A-168PA-328-328P\\_datasheet\\_Complete.pdf](http://www.atmel.com/images/Atmel-8271-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega48A-48PA-88A-88PA-168A-168PA-328-328P_datasheet_Complete.pdf)>. Acesso em: 06 jul. 2017.
- [4] BARBOSA, Corália Patrícia de Freitas Martins. **Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha**. 2011. 111 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade do Minho, Corália Patrícia de Freitas Martins Barbosa, 2011.
- [5] BARELA, J.A. **Aquisição de habilidades motoras: do inexperiente ao habilidoso**. Motriz –volume 5, numero 1, junho de 1999.
- [6] BEEBY, S., ENSELL, G., KRAFT, M. e WHITE, N. MEMS mechanical sensors. Artech House, Inc. (2004)
- [7] BIASI, Sergio Coutinho de; GATTASS, Marcelo. **Utilização de quatérnios para representação de rotações em 3D**. 2002. Disponível em: <<https://webserver2.tecgraf.puc-rio.br/~mgattass/Quaternios.pdf>>. Acesso em: 14 jul. 2017.
- [8] BONATO, Paolo. Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation. **Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation**, [s.l.], v. 2, n. 1, p.2-35, fev. 2005. Springer Nature.
- [9] CALVE, Tatiane; CASTRO, Eliane Mauerberg de. Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. **Motriz**, Rio Claro, v. 11, n. 3, p.199-204, set. 2005.
- [10] CORKE, Peter; LOBO, Jorge; DIAS, Jorge. An Introduction to Inertial and Visual Sensing. **The International Journal Of Robotics Research**. Alemanha, p. 523-535. Jun. 2007.

- [11] CUPPS B. Postural Control: a current view. *Neuro Developmental Treatment*, 14. p. 3-8, jan/fev. 1997.
- [12] DAI, G. et al. Thermal drift analysis using a multiphysics model of bulk silicon MEMS capacitive accelerometer. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 172, n. 2, p. 369-378, 2011. ISSN 0924-4247.
- [13] DA SILVA, J. R. et al. Análise da alteração do equilíbrio, da marcha e o risco de queda em idosos participantes de um programa de fisioterapia. **Revista e-ciência**, Juazeiro do Norte, v. 2, n. 2, p. 19-24, 2015.
- [14] DUARTE M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para concurso de livre docência na área de Biomecânica, junto ao Departamento de Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano. São Paulo, 2000.
- [15] DUARTE M., MOCHIZUKI L. **Análise estabilográfica da postura ereta humana**. In Teixeira LA. *Avanços em Comportamento Motor*. São Paulo: Movimento, 2001.
- [16] DUARTE, Francisco João Aires. **Classificação de atividades físicas através do uso do acelerômetro do Smartphone**. 2013. 82 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia de Redes de Comunicação e Multimídia, Área Departamental de Engenharia de Eletrônica e Telecomunicações e de Computadores, Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, Lisboa, 2013.
- [17] DUMAS, N.; LATORRE, L.; NOUET, P. **Development of a low-cost piezoresistive compass on CMOS**. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 130, p. 302-311, 2006. ISSN 0924-4247.
- [18] FERREIRA, Elizabeth Alves Gonçalves. **Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural**. 2005. 114 f. Tese (Doutorado) - Curso de Fisioterapia Experimental, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.
- [19] FIGUEIREDO, Lúcia J; GAFANIZ, Ana R; LOPES, Gustavo S, PEREIRA R. **Aplicações de Acelerômetros**. 2007. 12 f. Monografia (Especialização) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa, 2007.
- [20] FORHAN, Neisy Amparo Escobar. **GIROSCÓPIOS MEMS: Relatório técnico-científico de pesquisa supervisionado por Paulo Giácomo Milani e José Roberto Sbragia Senna**. São José dos Campos: Ministério da Ciência e Tecnologia -INPE, 2010.

- [21] GOLDFIELD, E. C., KAY, B. A. & WARREN, W.H. Jr. **Infant bouncing: The assembly and tuning of action systems.** Child Development, 64, 1128-1142. 1993.
- [22] GRAHAM, Brian Barkley. **Using an Accelerometer Sensor to Measure Human Hand Motion.** 2000. 110 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Electrical Engineering And Computer Science, Electrical Engineering And Computer Science, Massachusetts Institute Of Technology, Massachusetts, 2000.
- [23] HAMILTON, William Rowan. ON QUATERNIONS, OR ON A NEW SYSTEM OF IMAGINARIES IN ALGEBRA. Philosophical Magazine, 1844-1850 PATRÃO, Sérgio Miguel Cravo. **Ferramenta de Teste e Validação para Algoritmos de Fusão Sensorial.** 2015. 90 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Instrumentação Biomédica, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra, 2015.
- [24] HOUGLUM, Peggy A.; BERTOTI, Dolores B. **Cinesiologia Clínica de Brunstrom.** 6. ed. Barueri: Manole, 2014. 706 p.
- [25] INSTRUMENTS, National. **Conceitos Gerais de Comunicação Serial.** 2015. Disponível em: <<http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/32679C566F4B9700862576A20051FE8F>>. Acesso em: 14 jul. 2017.
- [26] INSTRUMENTS, Texas. **Understanding Data Converters** 1995. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/an/slaa013/slaa013.pdf>>. Acesso em: 27 jul. 2017.
- [27] INVENSENSE. **MPU-9250 Product Specification: DATASHEET.** 2014. Disponível em: <<http://datasheet.octopart.com/MPU-9250-InvenSense-datasheet-21859386.pdf>>. Acesso em: 05 jul. 2017.
- [28] ITEADSTUDIO. **HC-05: Bluetooth to Serial Port Module.** 2010. Disponível em: <<http://www.electronicastudio.com/docs/istd016A.pdf>>. Acesso em: 09 jul. 2017.
- [29] KALMAN, R. E. BUCY, R. S. New results in linear filtering and prediction theory. Trans. ASA4E, **Journal Basic Engineering.**, ser. D, vol. 83, Mar. 1961, pp. 95-108.
- [30] KAAJAKARI , V. (2009). **“Practical MEMS: analysis and design of microsystems, MEMS sensors, electronics, actuators, rf mems, optical MEMS, and microfluidic systems”**, Small Gear Publishing.
- [31] KUIPERS, J. B. (2002). **Quaternions and rotation sequences: A primer with applications to orbits, aerospace and virtual reality.** Princeton University

- [32] KUIPERS, J. B. **Quaternions and rotation sequences. Geometry, Integrability And Quantization**, Varna, p.127-143, set. 1999.
- [33] LEMOS, Luiz Fernando Cuozzo; TEIXEIRA, Clarissa Stefani; MOTA, Carlos Bolli. Uma revisão sobre centro de gravidade e equilíbrio corporal. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Taguatinga, v. 17, n. 4, p.83-90, 20 jan. 2009.
- [34] LIMA, J. J. ; MARTINS, M. R. ; OKIDA, S. ; STEVAN JR., S. L. ; SCHLEDER, J. C. . DISPOSITIVO PARA ANÁLISE DINÂMICA DA MARCHA HUMANA UTILIZANDO SENSORES INERCIAIS MEMS. **Revista de Engenharia e Tecnologia**, v. 5, p. 122-131, 2013
- [35] LIPPERT, Lynn S.. **Cinesiologia Clínica e Anatomia**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan Ltda, 2013. 340 p.
- [36] MADGWICK, Sebastian O. H; HARRISON, Andrew J. L; VAIDYANATHAN, Ravi. **Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm**. Ieee International Conference On Rehabilitation Robotics: Rehab Week Zurich, Zurich, jun. 29.
- [37] MAHONY, Robert; HAMEL, Tarek; PFLIMLIN, Jean-michel. **Complementary filter design on the special orthogonal group SO(3)**. Proceedings Of The 44th Ieee Conference On Decision And Control, And The European Control Conference, Seville, dez. 2005.
- [38] MARCHI, Alexandre Aveiro. **Implementação de uma bússola digital**. 2009. 71 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.
- [39] MARÉS, Gisele et al. A importância da estabilização central no método Pilates: uma revisão sistemática. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 25, n. 2, p.445-451, abr./jun. 2012.
- [40] MATHIE, Merryn J et al. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. **Physiological Measurement**, [s.l.], v. 25, n. 2, p.1-20, 17 fev. 2004. IOP Publishing.
- [41] MILLÉO, Amanda. Core: a caixa de força muscular do corpo. **Gazeta do Povo**. Curitiba. 30 jan. 2015. Disponível em: <<http://www.gazetadopovo.com.br/viver-bem/saude-e-bem-estar/saude/core-a-caixa-de-forca-muscular-do-corpo/>>. Acesso em: 24 maio 2017.
- [42] MOCHIZUKI, Luis; AMADIO, Alberto C.. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista**

- Portuguesa de Ciências do Desporto**, Porto, v. 3, n. 3, p.77-83, jul. 2003. Semestral.
- [43] NIZ, A. R., LOPES, G. S. e PEREIRA, R. (2007). “**Aplicações de acelerômetros**”. IAS - Instrumentação de oa, Portugal, Dezembro.
- [44] OLIVEIRA NETO, Benjamin Batista de; MONTEIRO, Priscila de França; QUEIROGA, Sandro Lino Moreira de. **Aplicabilidade dos Microcontroladores em Inovações Tecnológicas**. 2012. Disponível em: <<http://propi.ifto.edu.br/ocs/index.php/connepi/vii/paper/viewFile/2433/2526>>. Acesso em: 04 jul. 2017.
- [45] OHARA, Tamy. **Anatomia aplicada ao Yoga**. 2014. Disponível em: <<http://seryoga.com.br/um-pouco-sobre-anatomia-e-fisiologia-aplicada-ao-yoga/>>. Acesso em: 20 jul. 2017.
- [46] OLIVEIRA, Aurélio Luiz de et al. **Licenciatura em Educação Física: Cinesiologia**. Ponta Grossa: Uepg, 2011. 195 p.
- [47] PARTNERSHIP, Prime Faraday. **An Introduction to MEMS (Micro-Electromechanical Systems)**. Loughborough: Prime Faraday Partnership, 2003. 39 p.
- [48] PERRACINI MC., Ramos LR. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Revista Saúde Pública**. 2002;36(6):709-16.
- [49] REBELATTO JUNIOR, et al. Influência de um programa de atividade física de longa duração sobre a força muscular manual e a flexibilidade corporal de mulheres idosas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 10, n. 1, p.127-132, 2006.
- [50] RICCIO, Gary E.; STOFFREGEN, Thomas A.. Affordances as constraints on the control of stance. **Human Movement Science**, [s.l.], v. 7, n. 2-4, p.265-300, out. 1988. Elsevier BV.
- [51] RICCIO, Gary E.; STOFFREGEN, Thomas A.. An ecological Theory of Motion Sickness and Postural Instability. **Ecological Psychology**, [s.l.], v. 3, n. 3, p.195-240, set. 1991. Informa UK Limited.
- [52] RICCI, Natalia Aquaroni; GAZZOLA, Juliana Maria; COIMBRA, Ibsen Bellini. Sistemas sensoriais no equilíbrio corporal de idosos. **Arquivos Brasileiros de Ciências da Saúde**, Santo André, v. 34, n. 2, p.94-100, ago. 2009.
- [53] RODRÍGUEZ, Humberto; CHÉRIGO, Cristóbal. **Evaluación de Algoritmos de Fusión de Datos de Medición Inercial para Determinar de la Orientación**

**de Veículos Aéreos no Tripulados.** 14th LaccEI International Multi-conference For Engineering, Education, And Technology: “engineering Innovations For Global Sustainability, San José, jul. 2016.

- [54] SAZONOV, Edward; NEUMAN, Michael R.. **WEARABLE SENSORS: Fundamentals, Implementation and Applications.** Chennai: Elsevier, 2014. 634 p.
- [55] SHAEFFER, Derek K; INVENSENSE. **TOPICS IN INTEGRATED CIRCUITS FOR COMMUNICATIONS: MEMS Inertial Sensors: A Tutorial Overview.** Ieee Communications Magazine, p.100-109, abr. 2013.
- [56] SHUMWAY-COOK, Anne; WOOLLACOTT, Marjorie H.. **MOTOR CONTROL: Translating Research into Clinical Practice.** 4. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 641 p.
- [57] SILVA JÚNIOR, José Pedro da. **Desenvolvimento de um magnetômetro fluxogate para estudos de clima espacial e aeroespacial.** 2015. 87 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciências Climáticas, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2015.
- [58] SILVA, Anderson Bráulio Nóbrega da. **Um modelo de unidade de medida inercial utilizando três acelerômetros triaxiais.** 2013. 43 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2013.
- [59] SIQUEIRA, Fernando V et al. Prevalência de quedas em idosos e fatores associados. **Revista Saúde Pública**, Pelotas, v. 41, n. 5, p.749-756. 2007.
- [60] SIQUEIRA, Thiago Senador de. **Bluetooth: Características, protocolos e funcionamento.** 2006. Disponível em: <<http://www.ic.unicamp.br/~ducatte/mo401/1s2006/T2/057642-T.pdf>>. Acesso em: 07 jul. 2017.
- [61] TANVEER, Fahad; WAHEED, Owais Talaat; ATIQ-UR-REHMAN. Design and Development of a Sensor Fusion based Low Cost Attitude Estimator. **Journal Of Space Technology.** Carachi, p. 45-50. jun. 2011.
- [62] TEIXEIRA, C.I.. EQUILÍBRIO E CONTROLE POSTURAL. **Brazilian Journal Of Biomechanics**, Maringá, v. 11, n. 20, p.30-40, 2010.
- [63] WEINERT, R.; NOGUEIRA, A.F.L.; RAMOS, A. **Estudo comparativo entre magnetômetros que utilizam sensores indutivos e magnetoresistivos.** In: XVI SIMPÓSIO BRASILEIRO DE MICRO-ONDAS E OPTOELETRÔNICA E XI

CONGRESSO BRASILEIRO DE ELETROMAGNETISMO, 2014, Curitiba. Artigo. Curitiba: Ameba, 2014.

- [64] WELCH, Greg; BISHOP, Gary. **An Introduction to the Kalman Filter**. Chapel Hill: University Of North Carolina, 2001. 81 p.
- [65] WINTER DA (1979). **Biomechanics of human movement**. New York: John Wiley.
- [66] WORLD HEALTH ORGANIZATION. **WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age**. France: Who Library Cataloguing-in-publication Data, 2007. Disponível em: <[http://www.who.int/ageing/publications/Falls\\_prevention7March.pdf](http://www.who.int/ageing/publications/Falls_prevention7March.pdf)>. Acesso em: 20 nov. 2016
- [67] ZATSIORSKY, Vladimir M.; KING, Deborah L.. An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings. **Journal Of Biomechanics**, [s.l.], v. 31, n. 2, p.161-164, maio 1997. Elsevier BV.