



Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

**INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA DE UMA
BENGALA PARA AUXILIAR NO
MONITORAMENTO DE MARCHA DE
USUÁRIOS DE EXOESQUELETO INFERIOR**

Autor: Henrique de Medeiros Gonçalves
Orientador: Prof. Me. Renato Coral Sampaio

Brasília, DF
2017



Henrique de Medeiros Gonçalves

**INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA DE UMA
BENGALA PARA AUXILIAR NO MONITORAMENTO
DE MARCHA DE USUÁRIOS DE EXOESQUELETO
INFERIOR**

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Prof. Me. Renato Coral Sampaio

Brasília, DF

2017

Henrique de Medeiros Gonçalves

INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA DE UMA BENGALA PARA AUXILIAR NO MONITORAMENTO DE MARCHA DE USUÁRIOS DE EXOESQUELETO INFERIOR/ Henrique de Medeiros Gonçalves. – Brasília, DF, 2017-

93 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Me. Renato Coral Sampaio

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA , 2017.

1. Bengala eletrônica. 2. Exoesqueleto. I. Prof. Me. Renato Coral Sampaio. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA DE UMA BENGALA PARA AUXILIAR NO MONITORAMENTO DE MARCHA DE USUÁRIOS DE EXOESQUELETO INFERIOR

CDU 02:141:005.6

Henrique de Medeiros Gonçalves

INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA DE UMA BENGALA PARA AUXILIAR NO MONITORAMENTO DE MARCHA DE USUÁRIOS DE EXOESQUELETO INFERIOR

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 11 de dezembro de 2017:

Prof. Me. Renato Coral Sampaio
Orientador

**Prof. Dr. Daniel Mauricio Muñoz
Arboleda**
Convidado 1

**Prof. Dr. Gerardo Antonio Idrobo
Pizo**
Convidado 2

Brasília, DF
2017

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, por ser meu amigo fiel em todo o tempo, no qual encontrei descanso e refúgio nas horas de preocupação. Ao meu pai, Deusimar Gonçalves dos Santos, e minha mãe, Janete Moraes de Medeiros, que sempre me apoiaram e me deram educação, carinho, força e condições para alcançar os meus sonhos. A minha tia, Jussara Godinho, por ser uma verdadeira amiga com a qual posso sempre contar. A minha vó, Irene Moraes, in memoriam, cujas saudades e lições levarei para o resto da vida. A minha irmã, Jéssica, a qual tive a oportunidade de contribuir com seu processo de crescimento e educação. A minha namorada, Ana Paula, que conheci nesta etapa importante da minha vida, com a qual pude compartilhando experiência, amor e carinho. Finalmente dedico este trabalho aos meus amigos, que apesar de alguns estarem longe, sempre me deram bons conselhos e me proporcionaram momentos felizes.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus pela sabedoria, saúde e força para superar todas as dificuldades ao longo deste período.

A Universidade de Brasília por proporcionar infraestrutura e professores altamente qualificados.

Ao Instituto Federal de Brasília por proporcionar seus equipamentos que auxiliaram no desenvolvimento desse trabalho.

Ao LEIA (Laboratório de Sistemas Embarcados e Aplicações de Circuitos Integrados) pelo ambiente e materiais disponibilizados, assim como seus integrantes que me receberam atenciosamente.

Ao Prof. Dr. Renato Coral pela orientação e por conduzir este trabalho com seriedade.

*“Buscai, pois, em primeiro lugar, o Reino de Deus
e todas as demais coisas vos serão providenciadas.
(Bíblia Sagrada, Lucas 12:31)*

Resumo

Pacientes hemiplégicos possuem uma série de limitações físicas que dificultam realizar tarefas funcionais como, por exemplo, locomover-se. Existem algumas tecnologias assistivas que visam promover mobilidade para esse tipo de deficiência, dentre elas pode citar-se o exoesqueleto. Atualmente está em desenvolvimento no LEIA - Laboratório de Sistemas Embarcados e Aplicações de Circuitos Integrados, um projeto com a proposta de desenvolver um exoesqueleto de membro inferior. Uma das frentes de trabalho, trata-se da instrumentação de uma bengala para monitorar a marcha do paciente. O dispositivo deve ser capaz de medir a atitude do instrumento e a força axial aplicada pelo paciente durante a marcha. Nesse contexto, foram utilizados os sensores acelerômetro, giroscópio e magnetômetro em conjunto com o algoritmo de Filtro de Kalman para estimar a posição angular da bengala (*roll*, *pitch* e *yaw*). A implementação desse algoritmo foi realizado inicialmente no Matlab e posteriormente embarcada no microcontrolador Arduino Micro. Os resultados obtidos pela fusão sensorial mostram que o Filtro de Kalman foi capaz de atenuar o ruído causado pelo acelerômetro e magnetômetro assim como eliminar o efeito de *drift* causado pelo giroscópio. A identificação da força foi realizada por meio de um sensor de força resistiva (FSR) modelo A401 da *Tekscan*. A curva de calibração desse sensor foi identificada experimentalmente com a máquina de tração/compressão da marca Instron, cuja resultado se aproxima a uma curva polinomial de segundo grau. O ruído das medidas relacionadas ao FSR foi atenuado com o filtro de média móvel implementado no microcontrolador. Feito isso, embarcou-se o algoritmo de instrumentação no Arduino Micro e utilizou-se o módulo *XBee S2C* para transmitir os dados processados para um computador remoto a uma taxa de 70Hz. Após a prototipação da bengala, realizou-se testes de campo a fim de verificar o desempenho e a eficiência do dispositivo quanto a proposta desse trabalho. Os resultados obtidos mostram que durante o trajeto percorrido pelo paciente os ângulos de *roll* e *pitch* oscilaram em torno de $\pm 20^\circ$ e $\pm 5^\circ$ respectivamente. Pode-se mapear por meio do ângulo de *yaw* os períodos que ocorreram as rotações realizadas durante o percurso. Com relação aos resultados de força, pode-se notar que o paciente apresentou um período de marcha de aproximadamente 1,5s e que a força média aplicada foi cerca de 22% da massa corporal do paciente. A bengala mostrou ser uma ferramenta funcional de caracterização de marcha que possui aplicação não somente para o exoesqueleto robótico mas também para trabalhos voltados a identificação de padrão de marcha de um ser humano.

Palavras-chaves: exoesqueleto. bengala instrumentada. Filtro de Kalman. fusão sensorial.

Abstract

Hemiplegic patients have a lot of physical limitations that make it difficult to perform functional tasks, such as self locomotion. There are some assistive technologies that promote mobility for this kind of disability, as an example, we can mention the exoskeleton. Currently there is an exoskeleton project at LEIA - Laboratory of Embedded Systems and Integrated Circuits Applications where the proposal is to develop a lower limb exoskeleton. One of the work fronts is the development of an instrumented walking cane for patient gait monitoring. The device must be able to measure the attitude of the instrument and the axial force applied by the patient during the gait. The accelerometer, gyroscope and magnetometer sensors were used together with the Kalman Filter algorithm to estimate the angular position of the cane (roll, pitch and yaw). The implementation of this algorithm was done initially in Matlab and later embedded on the microcontroller Arduino Micro. The results obtained by sensory fusion show that the Kalman Filter was able to attenuate the noise caused by the accelerometer and magnetometer as well as to eliminate the effect of drift caused by the gyroscope. To identify the force, the Tekscan A401 force-sensitive resistor was used. The calibration curve of this sensor was experimentally identified with the Instron traction and compression machine and the results show that the curve is a second degree polynomial. The noise of the FSR measurements was attenuated with the moving average filter implemented in the microcontroller. After this, algorithm instrumentation was loaded in the Arduino Micro and the XBee S2C module was used to transmit the processed data to a remote computer at a rate of 70Hz. Field tests were performed with the device to verify the performance and efficiency of the proposal of this work. The results show that during the course of the patient the roll and pitch angles oscillated around $\pm 20^\circ$ and $\pm 5^\circ$ respectively. It is possible to map by the angle of textit yaw the periods that occurred the rotations during the course. With respect to force, it can be noted that the patient had approximately 1.5s a gait period and that the mean force applied was about 22 % of the patient's body mass. The cane showed to be a functional tool of characterization of gait that has application not only for the robotic exoskeleton but also for works aimed at identifying the gait pattern of a human.

Key-words: exoskeleton. instrumented cane. Kalman Filter. sensor fusion.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Visão Geral do Projeto Exoesqueleto Adaptado de Hassan et al. (2014).	21
Figura 2 – Muleta instrumentada para acelera a reabilitação de membros inferiores lesionados (MERRETT et al., 2010).	24
Figura 3 – Bengala instrumentada para reabilitação de membros inferiores (SARDINI et al., 2014).	25
Figura 4 – Bengala instrumentada para controle de exoesqueleto robótico (Hassan et al. (2014)).	26
Figura 5 – Visão superior de um giroscópio tuning-fork (TITTERTON; WESTON, 2004).	28
Figura 6 – Princípio de funcionamento do acelerômetro (TITTERTON; WESTON, 2004).	29
Figura 7 – Acelerômetro MEMS de dois eixos (CARVALHO, 2016).	29
Figura 8 – Ruído do acelerômetro (DOEBELIN, 2003).	30
Figura 9 – Efeito Hall (UFRGS).	31
Figura 10 – Representação dos ângulos de Euler Adaptado de (SPONG SETH HUTCHINSON, 2005).	32
Figura 11 – Fluxograma do algoritmo do Filtro de Kalman (KIM, 2011).	41
Figura 12 – Condicionamento de sinal por meio de um cristal piezoelétrico (DOEBELIN, 2003).	42
Figura 13 – Diferentes tipos de extensômetros (DOEBELIN, 2003).	42
Figura 14 – Resposta do sensor FSR na aplicação de pressão sobre a área ativa (RANA, 2009).	43
Figura 15 – Ligação dos dispositivos no barramento I2C (TEXEIRA, 2017).	44
Figura 16 – Funcionamento da comunicação I2C (INVENSENSE).	45
Figura 17 – Diagrama de bloco funcional da bengala eletrônica.	48
Figura 18 – Arduino Micro (João Antonio Benitz).	48
Figura 19 – Módulo MPU9250 da IvensSense (João Antonio Benitz).	49
Figura 20 – Comunicação entre o Arduino e o módulo MPU9250.	50
Figura 21 – Plataforma de calibração e teste de IMUs (Prieto et al. (2017)).	52
Figura 22 – Calibração do magnetômetro.	53
Figura 23 – Estimação da orientação de posição usando o Filtro de Kalman.	54
Figura 24 – Estimação do ângulo de <i>roll</i> usando o <i>software</i> Matlab.	55
Figura 25 – Estimação do ângulo de <i>pitch</i> usando o <i>software</i> Matlab.	56
Figura 26 – Estimação do ângulo de <i>yaw</i> usando o <i>software</i> Matlab.	56
Figura 27 – Estimação do ângulo de <i>roll</i> embarcado no Arduino Micro.	57
Figura 28 – Estimação do ângulo de <i>pitch</i> embarcado no Arduino Micro.	57

Figura 29 – Estimação do ângulo de <i>yaw</i> embarcado no Arduino Micro.	57
Figura 30 – Sensor de Força Resistivo A401 da <i>Tekscan</i> (João Antonio Benitz). . .	58
Figura 31 – Amplificador inversor para condicionamento de sinal (TEKSCAN). . .	59
Figura 32 – Simulação do conversor DC/DC.	60
Figura 33 – Peças utilizadas no experimento de calibração do FSR (João Antonio Benitz).	60
Figura 34 – Experimento para levantamento da curva de calibração do sensor de força	61
Figura 35 – Curva característica do sensor FSR A401.	61
Figura 36 – Módulo <i>XBee S2C</i> (João Antonio Benitz).	62
Figura 37 – Adaptador <i>XBee Explorer</i> USB (João Antonio Benitz).	63
Figura 38 – Tela inicial do <i>software</i> XCTU.	64
Figura 39 – Configuração dos parâmetros para o módulo <i>XBee end device</i>	65
Figura 40 – Configuração dos parâmetros para o módulo <i>XBee coordinator device</i> . .	65
Figura 41 – Fluxograma do algoritmo embarcado no microcontrolador Arduino Micro	66
Figura 42 – Posicionamento do botão que indica a intenção de movimento.	68
Figura 43 – Posicionamento do sensor de força.	69
Figura 44 – Fabricação da placa de circuito impresso.	69
Figura 45 – Posicionamento da central eletrônica na bengala.	70
Figura 46 – Percorso realizado durante o experimento.	71
Figura 47 – Dados captados durante o período de marcha.	72
Figura 48 – Período de amostragem do sistema.	73
Figura 49 – Ensaio de interferência magnética causada pelo motor na IMU.	73
Figura 50 – Resultados do experimento de interferência magnética causa pelo motor na IMU.	74
Figura 51 – Desenho e dimensionamento da peça inferior utilizada para apoiar o sensor FSR.	84
Figura 52 – Desenho e dimensionamento da peça superior utilizada para pressionar o sensor FSR.	85
Figura 53 – Esquemático de ligação do circuito de instrumentação da bengala eletrônica.	89
Figura 54 – <i>Layout</i> da placa de circuito impresso.	89
Figura 55 – Desenho e dimensionamento da caixa de proteção do circuito eletrônico. .	91
Figura 56 – Desenho e dimensionamento da tampa da caixa de proteção.	92

Lista de tabelas

Tabela 1 – Operações e propriedades básicas com quatérnios.	34
Tabela 2 – Características do padrão ZigBee (ERGEN, 2004).	45
Tabela 3 – Características do Microcontrolador Arduino Micro.	48
Tabela 4 – Configuração da escala dos sensores inerciais.	50
Tabela 5 – Parâmetros do Filtro de Kalman para implementação da fusão sensorial	55
Tabela 6 – NRMSE dos resultados obtidos com o Filtro de Kalman em relação a plataforma de calibrada de IMU	58
Tabela 7 – Características do Módulo XBee Series 2 (INTERNATIONAL).	63
Tabela 8 – Dados coletados para o primeiro experimento realizado com o sensor FSR.	86
Tabela 9 – Dados coletados para o segundo experimento realizado com o sensor FSR.	87
Tabela 10 – Dados coletados para o terceiro experimento realizado com o sensor FSR.	88

Lista de abreviaturas e siglas

ABS	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene.</i>
A/D	Analógico/Digital.
ACK	<i>Acknowledge.</i>
APL	<i>Application.</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral.
CI	Circuito Integrado.
DAM	Dispositivos Auxiliares de Marcha.
DMP	<i>Digital Motion Processor.</i>
EEPROM	<i>Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory.</i>
EKF	<i>Extended Kalman Filter.</i>
FIFO	<i>First in First Out.</i>
FK	Filtro de Kalman.
FFD	<i>Full Function Devices.</i>
FSR	<i>Force Sensitive Resistor.</i>
LEIA	Laboratório de Sistemas Embarcados e Aplicações de Circuitos Integrados.
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística.
IFB	Instituto Federal de Brasília.
IMU	<i>Inertial Measurement Unit.</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit.</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronic Engineers.</i>
ISM	<i>Industrial, Scientific and Medical.</i>
I/O	<i>Input/Output.</i>

MEC	<i>Media Access Control.</i>
MEMS	<i>Micro Eletro Mechanical Systems.</i>
NWK	<i>Network.</i>
PC	Paralisia Cerebral.
PWM	<i>Pulse Width Modulation.</i>
RFD	<i>Reduced Function Devices.</i>
SDA	<i>Serial date.</i>
SCL	<i>Serial clock.</i>
PHY	<i>Physical Layer.</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso.
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver Transmitter.</i>
USB	<i>Universal Serial Bus.</i>
Vcc	Volt corrente contínua.
Gnd	<i>Ground.</i>
cos	Cosseno.
sin	Seno.
tan	Tangente.

Lista de símbolos

Símbolos Latinos

a	Aceleração [$\frac{m}{s^2}$].
g	Aceleração gravitacional [$\frac{m}{s^2}$].
m	Massa [Kg].
k	Constante da mola.
q	Quatérnio.
x	Deslocamento [m].
F	Força.
R	Matriz de rotação.
\pm	Mais ou menos.

Símbolos Matemáticos

x_k	Vetor de estado do processo no instante k.
z	Medida lida por um instrumento de medição.
w	Ruído do processo.
v	Ruído de medição.
A	Matriz de transição de estado.
F	Matriz de atitude.
H	Matriz de observação.
K	Ganho do Filtro de Kalman.
P	Erro de covariância.
Q	Matriz associada ao erro de covariância do ruído do processo.
R	Matriz associada ao erro de covariância da medida.
B_{px}	Intensidade do campo magnético medida pelo magnetômetro no eixo x [T].

B_{py}	Intensidade do campo magnético medida pelo magnetômetro no eixo y [T].
B_{pz}	Intensidade do campo magnético medida pelo magnetômetro no eixo z [T].
f_x	Aceleração medida pelo acelerômetro no eixo x [G].
f_y	Aceleração medida pelo acelerômetro no eixo y [G].
f_z	Aceleração medida pelo acelerômetro no eixo z [G].
V_x	Erro de <i>hard-iron</i> no eixo x [T].
V_y	Erro de <i>hard-iron</i> no eixo y [T].
V_z	Erro de <i>hard-iron</i> no eixo z [T].
adj	Ajuste do fator de escala do magnetômetro.
raw	Valores crus do magnetômetro.
I_+	Corrente relacionado ao polo positivo do amplificado operacional.
I_-	Corrente relacionado ao polo negativo do amplificado operacional.
V_+	Tensão relacionado ao polo positivo do amplificado operacional.
V_-	Tensão relacionado ao polo negativo do amplificado operacional.
V_a	Tensão relacionado ao nó a.
V_b	Tensão relacionado ao nó b.
V_T	Tensão de entrada.
V_{OUT}	Tensão de saída.
R_S	Resistência associada ao sensor de força resistiva.
R_F	Resistência associada ao circuito condicionador de sinal.
$R_{x,\phi}$	Matriz de rotação em torno do eixo de rolagem.
$R_{y,\theta}$	Matriz de rotação em torno do eixo de arfagem.
$R_{z,\psi}$	Matriz de rotação em torno do eixo de guinada.
$R_{\phi\theta\psi}$	Matriz de rotação absoluta de um corpo no espaço tridimensional.
\mathbf{R}^3	Espaço tridimensional de números reais.

Símbolos Gregos

Δt Variação de um intervalo de tempo [s].

Ψ Matriz de transição de estado.

ϕ Ângulo de Rolagem [rad].

θ Ângulo de Arfagem [rad].

ψ Ângulo de Guinada [rad].

Sobrescrito

\cdot Derivada.

\circ Graus.

$\hat{}$ Estimativa.

Subscrito

0 Inicial

k Instante k .

$k - 1$ Instante k anterior.

$k + 1$ Instante k posterior.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	19
1.1	DESCRIÇÃO DO PROBLEMA	20
1.2	OBJETIVOS	21
1.2.1	Objetivo Geral	21
1.2.2	Objetivos Específicos	22
1.3	METODOLOGIA	22
1.4	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	23
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	24
2.1	ESTADO DA ARTE	24
2.2	SENSORES INERCIAIS	26
2.2.1	Giroscópio	27
2.2.2	Acelerômetro	28
2.2.3	Magnetômetro	30
2.2.4	Representação da atitude	31
2.2.5	Algoritmo TRIAD	36
2.3	FUSÃO SENSORIAL	38
2.3.1	Filtro de Kalman	38
2.4	SENSOR DE PRESSÃO	41
2.4.1	Piezoelétrico	41
2.4.2	Extensômetro	42
2.4.3	Força resistiva	43
2.5	PROTOCOLOS DE COMUNICAÇÃO	43
2.5.1	I2C	44
2.5.2	ZigBee	45
3	IMPLEMENTAÇÃO	47
3.1	ASPECTOS GERAIS DO SISTEMA	47
3.2	ESTIMAÇÃO DA ORIENTAÇÃO DA BENGALA NO ESPAÇO	49
3.2.1	Unidade de Medida Inercial	49
3.2.2	Captura de dados com o módulo MPU9250	50
3.2.2.1	Calibração da Unidade de Medida Inercial	51
3.2.3	Implementação da fusão sensorial	53
3.3	AQUISIÇÃO DE FORÇA	58
3.3.1	Condicionamento do sinal do sensor de força resistiva	58
3.3.2	Calibração do sensor FSR	60

3.4	IMPLEMENTAÇÃO DA REDE SEM FIO	62
3.5	ALGORITMO DE INSTRUMENTAÇÃO	65
3.6	PROCESSO DE FABRICAÇÃO DA BENGALA ELETRÔNICA	68
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	71
4.1	RESULTADOS DE CAMPO	71
4.2	EFICIÊNCIA E AUTONOMIA DO DISPOSITIVO	72
4.2.1	INTERFERÊNCIA MAGNÉTICA DO MOTOR NA BENGALA ELETRÔNICA	73
5	CONCLUSÃO	75
	REFERÊNCIAS	77
	ANEXOS	82
	ANEXO A – DESENHO EM CAD DAS PEÇAS UTILIZADOS NA MÁQUINA DE COMPRESSÃO INSTRON	84
	ANEXO B – RESULTADOS OBTIDOS NO ENSAIO DE COMPRESSÃO NA ÁREA ATIVA DO SENSOR DE FORÇA.	86
	ANEXO C – ESQUEMÁTICO E <i>LAYOUT</i> DA PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO.	89
	ANEXO D – DESENHO EM CAD DA CAIXA DE PROTEÇÃO DO CIRCUITO	91
	ANEXO E – CÓDIGOS DE SIMULAÇÃO E IMPLEMENTAÇÃO	93

1 INTRODUÇÃO

Os resultados do Censo Demográfico 2010, realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), apontaram que 23,9% da população brasileira apresentam alguma deficiência (visual, auditiva, motora, mental ou intelectual) dos quais 7% possuem deficiência motora (IBGE, 2010).

A deficiência motora possui caráter congênito ou adquirido e pode afetar a mobilidade, coordenação e fala do indivíduo. Quando as alterações motoras ocorrem em uma das partes laterais do corpo, a deficiência é chamada de hemiplegia, geralmente causada por uma paralisia cerebral (PC) ou por um acidente vascular cerebral (AVC) (MASSOCO; LUCINIO; SANTOS, 2013). Um paciente hemiplégico possui uma série de limitações físicas que dificultam realizar tarefas funcionais como locomoção, dirigir um veículo automotivo, subir escadas e fazer compras. Essas limitações físicas podem contribuir para a isolamento social e baixa autoestima (FEYS et al., 1998).

O tratamento para hemiplégicos é realizado por uma equipe multidisciplinar de profissionais da área da saúde, focado principalmente na reabilitação motora por meio de programas de fortalecimento muscular, cujo objetivo é maximizar os movimentos funcionais dentro das limitações impostas pela patologia (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000). Este tratamento é paliativo já que não se pode agir sobre a lesão cicatrizada (SANTOS, 2014). Além da fisioterapia, os pacientes podem ser submetidos a cirurgias ortopédicas que aliviam a dor causada pela espasticidade muscular.

Com o intuito de promover melhor qualidade de vida, inclusão social e possibilitar maior independência para essas pessoas, surgiu o conceito da "tecnologia assistiva" (SARTORETTO; BERSCH, 2014). No caso da hemiplegia, pode-se mencionar a órtese e o exoesqueleto.

Tanto a órtese quanto o exoesqueleto são estruturas mecânicas externas alocadas ao corpo cuja função é auxiliar na movimentação ou na correção de padrões inadequados de um membro paralisado. No caso da órtese, quando utilizada em membros inferiores, proporciona estabilidade nas articulações, dá suporte aos músculos e possibilita uma marcha mais adequada (MASSOCO; LUCINIO; SANTOS, 2013). Para pacientes que possuem pouco ou nenhum movimento, a órtese não contribui de forma funcional, já que esta é um dispositivo passivo (ARAÚJO, 2010). Em contrapartida, o exoesqueleto robótico é um dispositivo ativo composto por atuadores, sensores e sistema de controle que não apenas auxilia o deficiente físico na locomoção como aumenta o desempenho funcional dependendo da sua aplicação (HERR, 2009). Esses dispositivos devem ser desenvolvidos levando em consideração não somente a ergonomia humana, mas também a perspectiva do

controle motor (HASSAN et al., 2014). Nesse contexto é desejável a utilização de técnicas que estimem a intenção do movimento, promovendo uma sinergia mais próxima do ideal.

1.1 DESCRIÇÃO DO PROBLEMA

Diante da realidade vivenciada pelos portadores de deficiência física, em particular dos hemiplégicos, é possível inferir as dificuldades de locomoção e inclusão social. Apesar de a órtese ser uma solução conveniente na maioria dos casos de hemiplegia, ela nem sempre cumpre com sua funcionalidade quando se trata de pacientes com pouco ou nenhum movimento nos membros inferiores.

Considerando essa problemática, está em desenvolvimento no LEIA - Laboratório de Sistemas Embarcados e Aplicações de Circuito Integrados, um projeto de pesquisa que visa desenvolver um exoesqueleto para deficientes hemiplégicos. O projeto é multidisciplinar, já que abrange várias áreas da engenharia (mecânica, eletrônica e software), por esse motivo, será desenvolvido em módulos com alunos de graduação e mestrado em suas respectivas áreas de conhecimento.

De forma geral, o exoesqueleto robótico é constituído por uma estrutura mecânica, atuadores, sensores e um sistema de controle. Na versão de uma única perna com dois graus de liberdade, como é o caso do objeto de estudo do projeto citado anteriormente, a estrutura possui dois atuadores: um, na altura da cintura; e outro, na altura do joelho. Nessa arquitetura de projeto, o pé não possui mobilidade, ficando apoiado de forma fixa neste mecanismo. O sistema de controle é responsável por controlar os movimentos dos atuadores, assim como a velocidade. O controle é realizado por meio da aquisição de dados sensoriais, cuja função é analisar a marcha do paciente em tempo real. Para estimar a posição de algum membro do corpo humano, muitos autores utilizam sensores inerciais tais como acelerômetro, giroscópio e magnetômetro em conjunto com algum tipo de algoritmo de filtragem (BERGMANN; MAYAGOITIA; SMITH, 2009), (LUNGE; VELTINK, 2004), (REHBINDER; HU, 2001), (ZHU; ZHOU, 2004). Sensores de força resistiva (FSR) são também alocados nos pés do paciente para identificar o comprimento da passada, fase de marcha e posição do pé (CHE O. KWON, 2006), (LIU; INOUE; SHIBATA, 2010), (WU et al., 2016) e (ZHOU et al., 2016).

Uma pesquisa realizada por Kuan, Tsou e Su (1999), com objetivo de avaliar os efeitos da bengala na marcha de pacientes com AVC, demonstrou que esse instrumento proporciona ao paciente movimentos articulares mais próximos do normal comparado com a caminhada de quem não o utiliza. Nessa mesma pesquisa, os autores afirmam que a bengala é o dispositivo mais comumente prescrito para auxiliar na caminhada, podendo proporcionar estabilidade, aumento da ação muscular e alívio de carga corporal.

Uma das propostas de solução para este projeto consiste na construção de uma

bengala instrumentada que não só auxilie na movimentação do usuário, como também seja capaz de aferir a inclinação do dispositivo em relação ao solo e a força aplicada sobre o instrumento. Diante disso, a proposta desse trabalho é instrumentar uma bengala com uma unidade de medida inercial (*Inertial Measurement Unit*) para estimar os ângulos de inclinação e um sensor de pressão para medir a força aplicada sobre o dispositivo. Para que a mobilidade do usuário não seja afetada, a bengala contará com um módulo de transmissão de dados sem fio, além de uma bateria como fonte de energia para o sistema. A Figura 1 ilustra de forma geral o funcionamento do dispositivo.

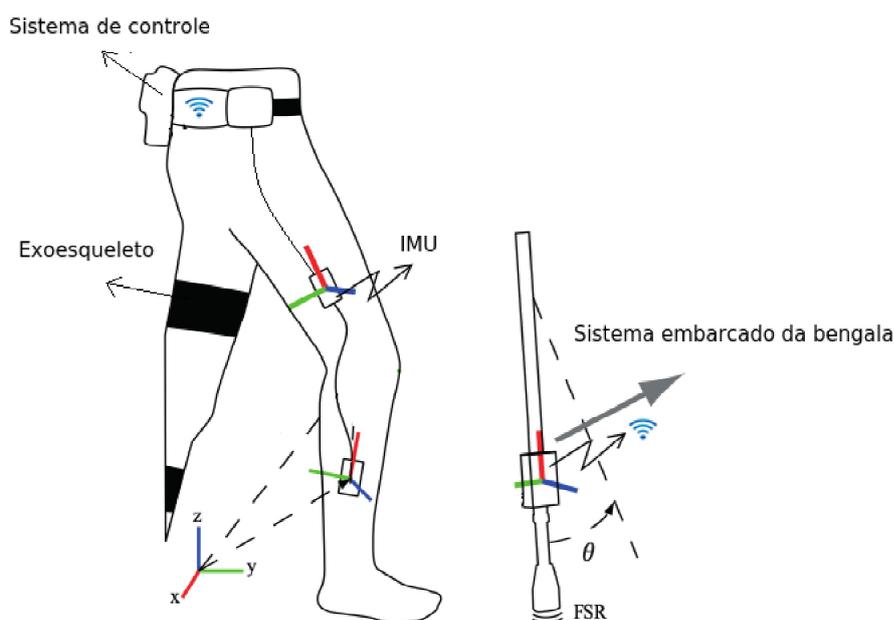


Figura 1 – Visão Geral do Projeto Exoesqueleto Adaptado de [Hassan et al. \(2014\)](#).

Levando em consideração os requisitos de projeto, o objeto de estudo deste trabalho gira em torno de como desenvolver a bengala instrumentada de forma eficiente, ou seja, capaz de estimar os dados sensoriais de interesse de forma precisa e transmitir tais informações à central de controle em tempo real.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Este trabalho visa instrumentar uma bengala para aquisição de dados que possam auxiliar na análise de marcha de pacientes hemiplégicos, assim como identificar a intenção de movimento.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Implementar o Filtro de Kalman (FK) linear utilizando o giroscópio, acelerômetro e o magnetômetro para estimar a posição angular da bengala.
- Identificar a curva de calibração do sensor de força resistiva.
- Implementar uma rede de comunicação sem fio utilizando os módulos *XBee* para transmitir os dados coletados da bengala.
- Embarcar o algoritmo de instrumentação no microcontrolador capaz de: estimar a posição da bengala; ler dados do sensor de pressão; ler a intenção de movimento do usuário a partir de um botão inseridos na bengala e transmitir tais informações para o sistema de controle por meio de uma rede sem fio.
- Realizar teste de campo com a bengala a fim de verificar sua performance: autonomia, instrumentação e comunicação.

1.3 METODOLOGIA

A metodologia imposta a este trabalho partiu da decomposição da solução final do produto para as especificações dos níveis mais básicos que devem compor a bengala. Esse método mais conhecido como *top-down* se assemelha ao processo de engenharia reversa, em que as funcionalidades do produto são transformadas em especificações de projeto de engenharia. Para tanto adotou-se a seguinte metodologia para o desenvolvimento desse trabalho, que será melhor detalhada no Capítulo 3:

1. Realizou-se a aquisição dos dados dos sensores inerciais (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro) com o auxílio do microcontrolador Arduino Micro;
2. Realizou-se a calibração dos sensores inerciais por meio da plataforma de calibração e teste de IMU;
3. Implementou-se no Matlab o Filtro de Kalman para estimação dos ângulos de Euler com o módulo MPU9250;
4. Posteriormente implementou-se o FK no microcontrolador Arduino Micro;
5. Levantou-se a curva característica do sensor de força resistiva com o auxílio de uma máquina de compressão;
6. Implementou-se o filtro de média móvel no Arduino Micro para atenuar o ruído do sinal do FSR;

7. Configurou-se os módulos *XBee* para operarem em uma rede ponto a ponto de comunicação;
8. Embarcou-se o sistema de instrumentação no microcontrolador;
9. Realizou-se a prototipação e posicionamento dos sensores na bengala;
10. Foram realizados testes de campo com a bengala instrumentada;

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O trabalho está dividido em cinco capítulos. O Capítulo 1 traz a contextualização do objeto de estudo do trabalho, no qual são apresentados a problematização, justificativa, objetivos e a metodologia utilizada. O Capítulo 2 aborda o marco teórico do projeto, onde são apresentados informações essenciais para o desenvolvimento do dispositivo, tais como: funcionamento dos sensores inerciais e de pressão, técnica de fusão sensorial com Filtro de Kalman e protocolos de comunicação utilizados para transmissão de dados. O Capítulo 3 descreve os materiais e os processos de implementação utilizados para o desenvolvimento do projeto. O Capítulo 4 mostra os resultados obtidos com a bengala instrumentada assim como a sua autonomia e eficiência na proposta estabelecida. Finalmente o Capítulo 5 apresenta as conclusões obtidas nesse trabalho.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ESTADO DA ARTE

O desenvolvimento de dispositivos eletrônicos auxiliares de marcha não é recente. Atualmente existem diversos trabalhos voltados na instrumentação eletrônica de bengalas, muletas e andadores que visam principalmente auxiliar a locomoção de deficientes físicos. Contudo, as pesquisas relacionadas à análise de marcha usando esse tipo de dispositivo ainda é restrita. A maior parte dos trabalhos que visam esse propósito estão em fase de desenvolvimento nas universidades. Nesse contexto, para analisar o estado da arte, realizou-se uma pesquisa em periódicos acadêmicos com o objetivo de verificar as tecnologias utilizadas no desenvolvimento desses dispositivos.

Em 2010 [MERRETT et al.](#) desenvolveu uma muleta de antebraço instrumentada com o objetivo de auxiliar o processo de recuperação de pacientes com lesões nos membros inferiores (Figura 2). O dispositivo é constituído por acelerômetro e sensor de pressão, capaz de estimar a inclinação (em relação ao solo) e a força aplicada sobre o instrumento respectivamente. Para instruir o paciente quanto a força aplicada sobre o instrumento, os autores inseriram um *buzzer* de sinalização que emite um sinal sonoro sempre que é aplicada muita ou pouca força sobre o dispositivo. Os dados coletados pelos sensores são transmitidos para um computador remoto por meio de um módulo de rádio para serem processados e visualizados no *software LabView*.

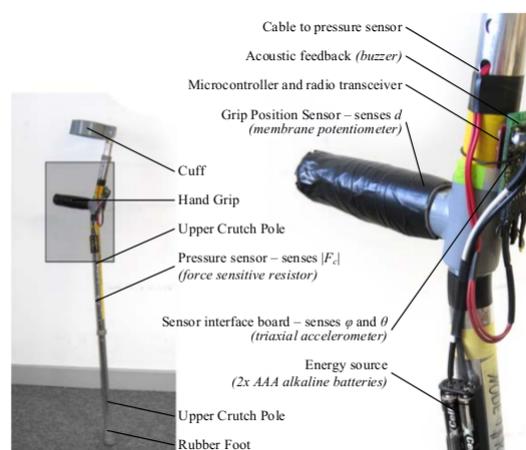


Figura 2 – Muleta instrumentada para acelerar a reabilitação de membros inferiores lesionados ([MERRETT et al., 2010](#)).

Em 2014 um grupo de pesquisa da Universidade de Brescia ([SARDINI et al., 2014](#)) publicou um trabalho intitulado "*Wireless Instrumented Crutches for Force and Tilt Monitoring in Lower Limb Rehabilitation*", no qual propuseram a instrumentação de duas

bengalas com objetivo de auxiliar na reabilitação dos membros inferiores (Figura 3). Nesse trabalho, os autores realizaram a instrumentação com acelerômetros e extensômetros. Os acelerômetros foram utilizados para identificar as inclinações angulares das bengalas enquanto que os extensômetros para medir a força aplicada sobre os dispositivos. Os dados captados pelos sensores são processado em um microcontrolador e transmitidos para um computador remoto por meio de um módulo *Bluetooth*.

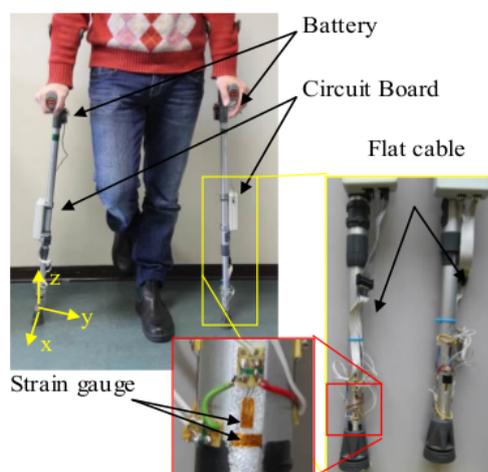


Figura 3 – Bengala instrumentada para reabilitação de membros inferiores (SARDINI et al., 2014).

Ainda em 2014, foi desenvolvido na Universidade de Leeds (Inglaterra) o sistema *instrumented walking aid* (iWA) com o propósito de auxiliar na reabilitação da marcha de pacientes por meio de um sistema interativo de *feedback* (CULMER et al., 2014). Nesse trabalho, os autores instrumentaram a bengala com uma unidade de medida inercial (acelerômetro e giroscópio triaxial) e uma célula de carga. A IMU foi utilizada para estimar a inclinação angular e a célula de carga para captar a força aplicada sobre o instrumento. Os dados coletados eram transmitido por meio de um módulo *Bluetooth* para um dispositivo de interface, cuja funcionalidade era instruir o paciente a forma correta da utilização da bengala.

Hassan et al. (2014) publicou também nesse período uma abordagem de instrumentação similar, na qual sensores inerciais e de força são utilizados para instrumentar uma bengala, conforme ilustra a Figura 4. Nesse trabalho a bengala instrumentada foi utilizada para auxiliar a movimentação de um exoesqueleto robótico aplicados a pacientes hemiplégicos.



Figura 4 – Bengala instrumentada para controle de exoesqueleto robótico (Hassan et al. (2014)).

Observa-se que em todos os trabalhos citados anteriormente, os autores utilizaram sensores inerciais e de força para aquisição de dados. Nota-se ainda que a inclinação e a força aplicada sobre os dispositivos são dados de interesse em comum na análise de marcha. Nesse contexto, a revisão bibliográfica desse trabalho visa estudar os sensores inerciais e de pressão que serão utilizados na instrumentação da bengala. Será abordado ainda uma revisão a cerca dos protocolos de comunicação que serão utilizados ao longo do trabalho.

2.2 SENSORES INERCIAIS

Sensores inerciais são dispositivos capazes de identificar forças que alteram o estado inercial da matéria, cujo funcionamento é regido pela Primeira Lei de Newton (1687). Tais dispositivos podem ser utilizados para monitorar variações de velocidade e aceleração, tanto linear quanto angular (CARVALHO, 2016). Devido a essas características, esses sensores são amplamente utilizados nas indústrias automotiva, aeroespacial, militar, em aparelhos eletrônicos, na engenharia biomédica, entre outras. Com o avanço tecnológico da engenharia eletrônica e de materiais foi possível, na década de 80, desenvolver a fabricação de sistemas micro eletromecânicos (MEMS – *Micro Electro Mechanical Systems*) caracterizados pela miniaturização (escala micrométrica), baixo consumo de energia e menor custo financeiro se comparados com os sensores convencionais (LIMA, 2005).

O acelerômetro e o giroscópio são sensores inerciais que constituem a unidade de medida inercial (IMU - *Inertial Measurement Unit*), fabricados geralmente por meio da

tecnologia MEMS. Outro sensor utilizado em sistemas de navegação em conjunto com a IMU é o magnetômetro que, apesar de não ser tipicamente inercial, é utilizado para melhorar a estimação dos dados de navegação devido a suas características. O número de sensores e a sua disposição definem o espaço de navegação e a quantidade de graus de liberdade que serão monitorados (LIMA et al., 2013), ou seja, uma IMU composta por giroscópios e acelerômetros triaxiais possibilita monitorar até 6 graus de liberdade do objeto.

Os sensores inerciais permitem a caracterização do movimento humano por meio da estimação da atitude de um objeto ou do próprio membro do corpo humano. No caso deste trabalho o movimento será caracterizado a partir dos sensores embarcados na bengala eletrônica por meio da estimação da atitude do objeto no espaço tridimensional.

2.2.1 Giroscópio

Os giroscópios são mecanismos capazes de medir orientação ou velocidade angular dentro de um sistema de coordenadas rotativo não inercial, através de um efeito físico conhecido como Coriolise (KEMPE, 2011).

A versão clássica do giroscópio mecânico consiste em um corpo girante sustentado por uma estrutura de arcos de baixo atrito, mais conhecidos por *gimbals*, que podem conter até três graus de liberdade. Ao ser girado, o corpo tende a manter a rotação na mesma orientação devido ao princípio da conservação do momento angular, gerando o efeito giroscópico. Nesse sentido é possível medir o ângulo entre o eixo de rotação do corpo girante e os *gimbals*, verificando o quanto a estrutura girou em relação a sua orientação original (CARVALHO, 2016).

Os giroscópios de tecnologia MEMS podem ser fabricados de diferentes maneiras, sendo a mais comum as que utilizam microestruturas vibrantes. Diferente da estrutura mecânica, esse tipo de giroscópio não possui estruturas rotativas, sendo possível a miniaturização utilizando técnicas de micro usinagem (MORI, 2013). Um tipo vibratório bastante difundido pela indústria eletrônica é o giroscópio *tuning-fork* (sintonizador) que é constituído por um par de massas que é posto para oscilar através de micro atuadores na mesma direção e com sentidos opostos. Quando essas massas são rotacionadas, a força Coriolise cria uma vibração ortogonal que desloca o plano de vibração das massas alterando a capacitância de elementos capacitivos. Essa variação permite identificar o efeito dessa força e conseqüentemente a velocidade angular relacionada ao eixo de rotação. A Figura 5 ilustra o giroscópio *tuning-fork* que utiliza a tecnologia MEMS.

De forma geral, os giroscópios MEMS são extremamente precisos em suas medidas, entretanto a principal componente de erro associado a estes dispositivos é o *drift*. O *drift* é caracterizado pelas mudanças indesejadas nas medidas do sinal com o passar do tempo. A

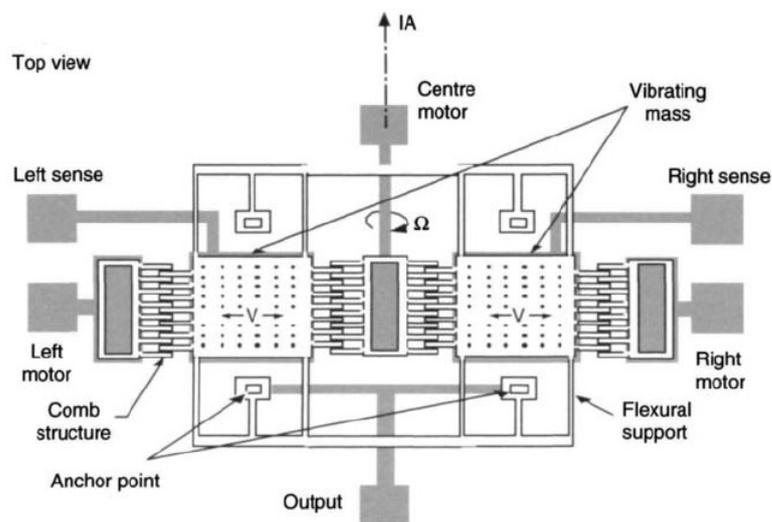


Figura 5 – Visão superior de um giroscópio tuning-fork (TITTERTON; WESTON, 2004).

variação da média do sinal ocorre devido aos erros acumulados no processo de integração discreta realizada para a obtenção da posição angular a partir dos dados de velocidade angular. Dessa forma utilizar somente esse sensor a longo prazo não apontaria dados confiáveis de atitude.

2.2.2 Acelerômetro

Acelerômetros são dispositivos capazes de medir a aceleração própria, ou seja, medem a aceleração em relação a um sistema inercial local. Diferentemente da aceleração clássica, definida pela variação de velocidade no tempo, essa medida está atrelada à sensação de peso sentido por uma pessoa ou objeto. Na prática a medida do acelerômetro é dada pela força gravitacional, que representa a aceleração da Terra em relação a um corpo devido à gravidade (COSTA, 2014). Nesse sentido se pode dizer que um objeto em repouso ou com aceleração nula apresenta 1 G (uma aceleração da gravidade no eixo z) e que um objeto em queda livre apresentaria 0 G.

O princípio clássico do funcionamento de um acelerômetro é dado por um sistema massa-mola, mostrado na Figura 6. Quando na região linear, o sistema é regido pela lei de Hooke que é expresso por $F = kx$, em que F é a força atuante no sistema, k é a constante inerente à mola e x a distância de deslocamento. A segunda Lei de Newton relaciona a força com a massa e aceleração da seguinte maneira: $F = ma$. Igualando as equações e isolando a aceleração, obtém-se que $a = kx/m$. Dessa forma se pode calcular a aceleração medindo o deslocamento da massa nesse sistema, já que os outros valores são conhecidos.

Acelerômetros de tecnologia MEMS utilizam o mesmo princípio de funcionamento do sistema massa-mola, entretanto com diferentes formas na detecção de deslocamento da massa, sendo a mais comum a variação capacitiva (DOEBELIN, 2003). Esse princípio

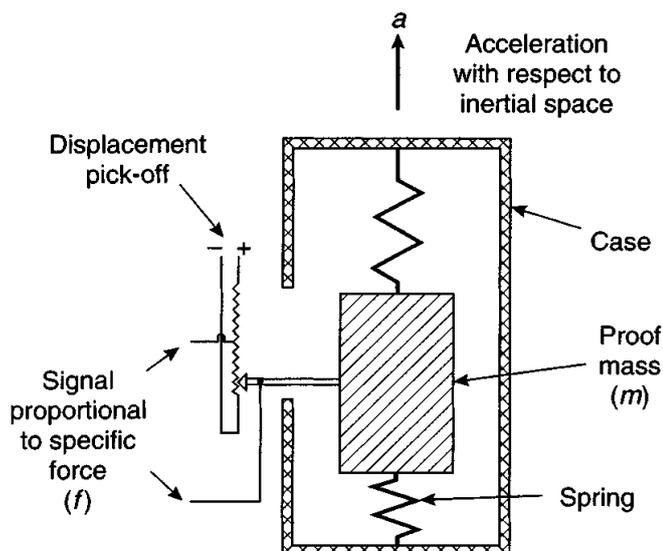


Figura 6 – Princípio de funcionamento do acelerômetro (TITTERTON; WESTON, 2004).

consiste em uma massa suspensa e suportada por molas. O sistema é constituído por eletrodos fixos que exercem a função de capacitores e por eletrodos móveis fixados na massa. Quando uma variação de velocidade é exercida sobre o sistema, ocorre mudança entre as distâncias dos eletrodos fixos e móveis, modificando sua capacitância. Nesse sentido é possível identificar o deslocamento da massa em determinado eixo de referência e conseqüentemente a aceleração linear. A Figura 7 ilustra a estrutura de um acelerômetro de dois eixos com detecção capacitiva.

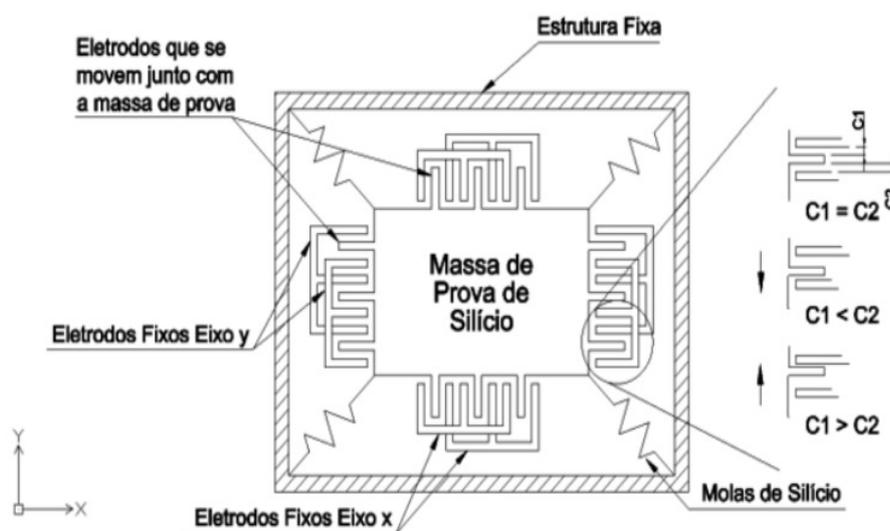


Figura 7 – Acelerômetro MEMS de dois eixos (CARVALHO, 2016).

O problema atrelado com a medida do acelerômetro está relacionado com o ruído. Segundo Doebelin (2003), em um acelerômetro piezoelétrico, o ruído é maior nas baixas frequências, conforme mostra a Figura 8. Já no acelerômetro capacitivo, a densidade do ruído é constante em todo o espectro de frequência. Em um sistema de medição, espera-se

que a relação sinal-ruído seja a maior possível, para tanto em muitas situações, é necessário a utilização de algum tipo de filtro para atenuar o ruído do sinal (MELO, 2004).

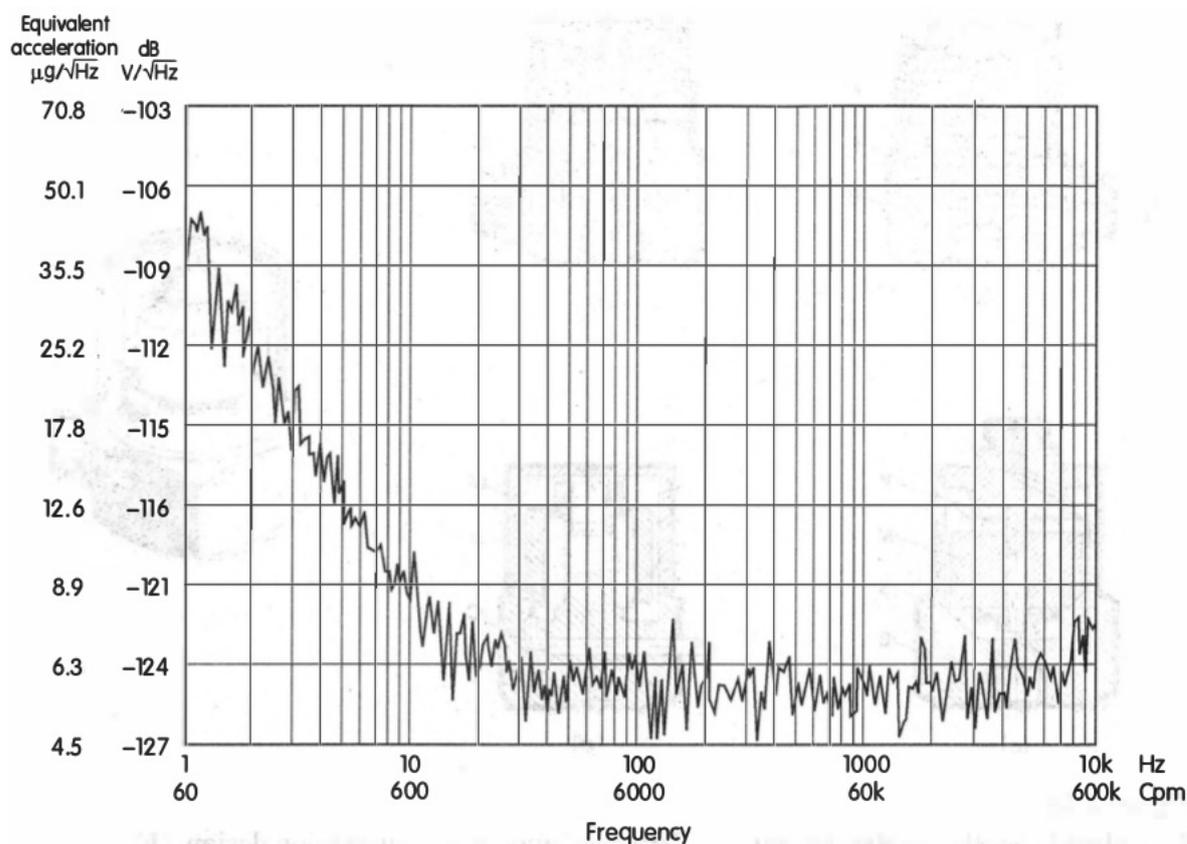


Figura 8 – Ruído do acelerômetro (DOEBELIN, 2003).

2.2.3 Magnetômetro

Magnetômetros são sensores capazes de medir a intensidade do campo magnético. Esses podem ser classificados em dois tipos: os que medem o módulo do campo (magnetômetro escalar) e os que medem cada componente do campo separadamente (magnetômetro vetorial). Segundo Crasto (2003) existem diferentes técnicas utilizadas para identificar o campo magnético, sendo o efeito Hall a mais antiga e comum.

Em 1879 Hall realizou um experimento que consistiu em submeter um material condutor a uma diferença de potencial, a fim de permitir a movimentação dos elétrons no mesmo. Em seguida foi inserido um campo magnético perpendicular à corrente elétrica e se observou que a força magnética fez com que os elétrons livres se concentrassem na parte superior do condutor. A deflexão da carga elétrica em virtude do campo magnético provoca um acúmulo de cargas negativas na parte superior e positivas na parte inferior do material. A diferença de potencial entre a parte superior e inferior é conhecida como tensão hall que é proporcional a intensidade do campo magnético (PINTO, 2010). A Figura 9 ilustra o princípio de funcionamento do efeito hall utilizado em magnetômetros.

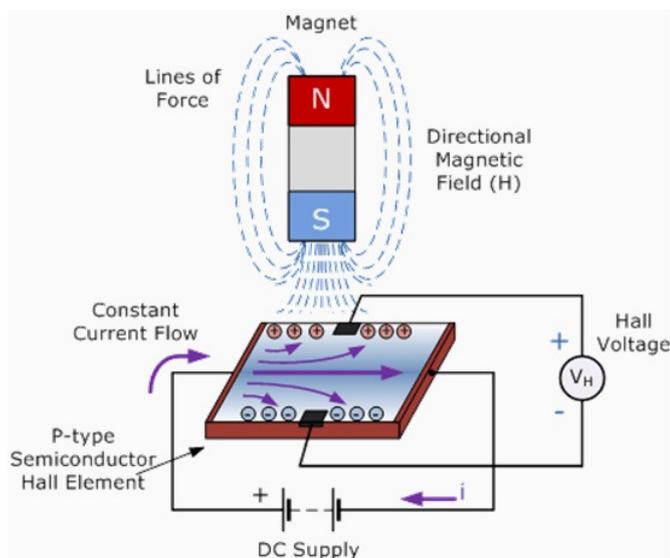


Figura 9 – Efeito Hall (UFRGS).

Assim como os sensores MEMS, o magnetômetro possui um *offset* intrínseco ao sistema, que gera um erro de desvio na saída do sensor. Além do *offset*, o magnetômetro é suscetível a interferências magnéticas nomeadas de *Hard-Iron* ou *Soft-Iron* dependendo de sua origem (PATRÃO, 2015).

O erro de *hard-iron* é causado por materiais que geram campo aditivo ao campo magnético da Terra, gerando um erro constante a cada um dos eixos do magnetômetro. São erros invariantes no tempo que podem ser somados ao *offset* intrínseco do magnetômetro. O *soft-iron*, por outro lado, é causado por materiais que podem alterar a magnitude ou a direção do campo magnético, mas não necessariamente geram campos magnéticos aditivos. Erros causados por *soft-iron* dependem da orientação do material em relação ao sensor e ao campo magnético, sendo assim não podem ser determinados por uma constante. Na prática, os magnetômetros são alocados de forma a minimizar essa fonte de erro (SILVA, 2016).

2.2.4 Representação da atitude

Como visto na Seção 2.2, os sensores inerciais apresentados medem grandezas físicas diferentes, entretanto essas grandezas podem ser utilizadas para medir a posição espacial da bengala. Matematicamente, a especificação da orientação de um corpo rígido que se movimento no espaço tridimensional é realizado a partir da combinação de rotações sucessivas em torno de um eixo de referência. Existem diferentes métodos para representar uma rotação, sendo os ângulos de Euler e os quatérnios utilizados nesse trabalho. Optou-se por essa escolha pois o controle do exoesqueleto está sendo projetado para trabalhar com a notação dos ângulos de Euler devido a sua simplicidade representativa e quatérnios por oferecer a vantagem de não utilizar funções não lineares tais como seno e cosseno.

Para representar a rotação de um corpo no espaço será inicialmente definido um sistema de coordenadas fixo inercial e um sistema de coordenadas fixo no corpo que possui a liberdade de girar no espaço. A orientação do corpo girante em relação ao sistema de coordenadas fixo inercial é comumente chamada de atitude do corpo, representada a partir de três ângulos denominados na literatura por:

- Rolagem (*Roll*): rotação em torno do eixo X representado pela letra ϕ ;
- Arfagem (*Pitch*): rotação em torno do eixo Y representado pela letra θ ;
- Guinada (*Yaw*): rotação em torno do eixo Z representado pela letra ψ ;

A Figura 10 ilustra a representação dos ângulos de Euler em relação ao sistema fixo inercial.

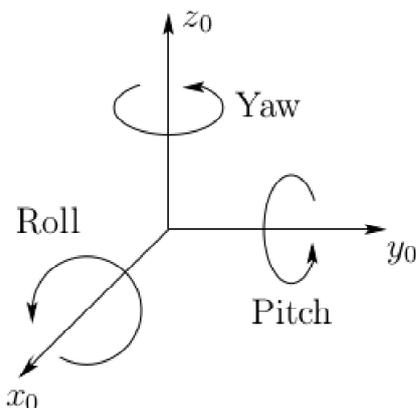


Figura 10 – Representação dos ângulos de Euler Adaptado de (SPONG SETH HUTCHINSON, 2005).

Matrizes de rotação com ângulos de Euler

A relação entre o sistema fixo inercial com o sistema fixo ao corpo é estabelecida a partir de uma transformação de coordenadas representada pela multiplicação da matriz de rotação com o vetor posição no sistema fixo inercial. No caso da rotação por ângulo de Euler essa matriz é definida a partir do produto de três rotações sucessivas do corpo no eixo de rolagem (ϕ), arfagem (θ) e guinada (ψ) respectivamente representadas a partir das seguintes equações.

$$R_{x,\phi} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & \sin \phi \\ 0 & -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

$$R_{y,\theta} = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

$$R_{z,\psi} = \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

A partir da combinação de três matrizes de rotação simples e sucessivas é possível representar qualquer rotação absoluta de um corpo no espaço tridimensional, dessa forma pode-se expressar a matriz de rotação completa a partir da Equação 2.4.

$$R_{\phi\theta\psi} = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi & \cos \theta \sin \psi & -\sin \theta \\ \cos \psi \sin \phi \sin \theta - \cos \phi \sin \psi & \cos \phi \cos \psi + \sin \phi \sin \theta \sin \psi & \cos \theta \sin \phi \\ \cos \phi \cos \psi \sin \theta + \sin \phi \sin \psi & \cos \phi \sin \theta \sin \psi - \cos \psi \sin \phi & \cos \phi \cos \theta \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Matrizes de rotação com quatérnios

A formulação apresentada nesta subseção tem como base principalmente a teoria dos quatérnio apresentada por Kuipers (1998). Em 1843, Hamilton inventou os números hipercomplexos de quatro dimensões chamados de Quatérnios. A princípio esta formulação foi desenvolvida para solucionar a rotação de corpos rígidos no espaço tridimensional já que a rotação em duas dimensões a partir da multiplicação de números complexos era conhecida. Os quatérnios podem ser escritos por uma estrutura composta por quatro números reais de acordo com a seguinte representação.

$$q = (q_0, q_1, q_2, q_3) \quad (2.5)$$

Uma outra formulação na representação de um quatérnio é definir sua composição por meio de um escalar e por um vetor em \mathbf{R}^3 conforme a Equação 2.6.

$$q = q_0 + iq_1 + jq_2 + kq_3 \quad (2.6)$$

A Equação 2.6 implica que os quatérnios tem uma formulação diferente da álgebra linear, já que nesta não se pode somar um escalar com um vetor. Neste sentido a Tabela 1 apresenta algumas operações e propriedades aplicados aos quatérnios que serão utilizados ao longo deste trabalho.

Princípio fundamental	$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1$
Soma	$q + p = \begin{bmatrix} q_0 + p_0 \\ q_1 + p_1 \\ q_2 + p_2 \\ q_3 + p_3 \end{bmatrix}$
Multiplicação por um escalar	$cq = cq_0 + icq_1 + jcq_2 + kcq_3$
Produto de dois Quatérnios	$q \otimes p = \begin{bmatrix} p_0q_0 - p_1q_1 - p_2q_2 - p_3q_3 \\ p_0q_1 + p_1q_0 + p_2q_3 - p_3q_2 \\ p_0q_2 - p_1q_3 + p_2q_0 + p_3q_1 \\ p_0q_3 + p_1q_2 - p_2q_1 + p_3q_0 \end{bmatrix}$
Conjugado	$q^* = q_0 - iq_1 - jq_2 - kq_3$
Norma	$\ q\ = \sqrt{q \otimes q^*} = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2}$
Inverso de um Quatérnio	$q^{-1} = \frac{q^*}{\ q\ }$

Tabela 1 – Operações e propriedades básicas com quatérnios.

Dado um vetor \vec{v} em \mathbf{R}^3 , pode-se realizar a rotação deste utilizando a álgebra de quatérnios. O vetor \vec{v} pode ser reescrito na forma de um quatérnio acrescentando uma parte escalar V_0 de acordo com a Equação 2.7.

$$\hat{v} = V_0 + \vec{v} \tag{2.7}$$

A operação que realiza a transformação de \hat{v} de um sistema de coordenadas para outro (\hat{w}) pode ser definido da seguinte forma:

$$\hat{w} = \hat{q} \otimes \hat{v} \otimes \hat{q}^* \tag{2.8}$$

Em que \hat{q} é definido como sendo o operador de rotação.

Utilizando as operações e propriedades descritas na Tabela 1, pode-se encontrar a equação que realiza a transformação de quatérnio para matriz de rotação por meio da manipulação da Equação 2.8.

$$R = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2q_1q_2 + 2q_0q_3 & 2q_1q_3 - 2q_0q_2 \\ 2q_1q_2 - 2q_0q_3 & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2q_2q_3 + 2q_0q_1 \\ 2q_1q_3 + 2q_0q_2 & 2q_2q_3 - 2q_0q_1 & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \tag{2.9}$$

Conversão de quatérnios para Euler

A conversão de Quatérnios para Euler pode ser obtida igualando as matrizes de rotação expressas pelas Equações 2.4 e 2.9, já que ambas representam a mesma transformação. Feito isso é possível verificar, de forma intuitiva, que o elemento da primeira linha e terceira coluna da matriz de rotação por ângulo de Euler está em função de apenas uma

variável, neste caso θ . Sabendo θ em função de quatérnios é fácil encontrar os demais ângulos. A solução da manipulação algébrica é descrita pela Equação 2.10.

$$\begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tan^{-1}\left(\frac{2q_2q_3+2q_0q_1}{q_0^2-q_1^2-q_2^2+q_3^2}\right) \\ -\sin^{-1}(2q_1q_3 - 2q_0q_2) \\ \tan^{-1}\left(\frac{2q_1q_2+2q_0q_3}{q_0^2+q_1^2-q_2^2+q_3^2}\right) \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

É possível ainda realizar o processo de transformação inversa, ou seja, transformar os ângulos de Euler em quatérnios de acordo com Equação 2.11.

$$\begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \\ q_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \frac{\phi}{2} \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{\psi}{2} + \sin \frac{\phi}{2} \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{\psi}{2} \\ \sin \frac{\phi}{2} \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{\psi}{2} - \cos \frac{\phi}{2} \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{\psi}{2} \\ \cos \frac{\phi}{2} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\psi}{2} + \sin \frac{\phi}{2} \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\psi}{2} \\ \cos \frac{\phi}{2} \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\psi}{2} - \sin \frac{\phi}{2} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\psi}{2} \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

Representação da atitude com o giroscópio

A relação entre os ângulos de Euler e a velocidade angular obtida pelo giroscópio é demonstrada por [Titterton e Weston \(2004\)](#) através da seguinte equação:

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & \sin \phi \tan \theta & \cos \phi \tan \theta \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi / \cos \theta & \cos \phi / \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p \\ q \\ r \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

Sabendo a atitude inicial, é possível calcular os ângulos de Euler resolvendo o sistema de equações diferenciais. Na prática a Equação 2.12 deve ser discretizada para ser embarcada em hardware podendo ser expressa da seguinte maneira:

$$\begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix}_k = \begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix}_{k-1} + \Delta t \begin{bmatrix} 1 & \sin \phi \tan \theta & \cos \phi \tan \theta \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi / \cos \theta & \cos \phi / \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p \\ q \\ r \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

É possível inferir pela Equação 2.12 que ângulos múltiplos de $\pm 90^\circ$ causariam singularidade na matriz, ou seja, seria impossível resolver as equações diferenciais nesses pontos com esse tipo de notação.

Representação da atitude com o acelerômetro

Considerando um corpo com velocidade constante, a medida do acelerômetro triaxial resultará no Vetor Gravitacional que pode ser expresso em função dos ângulos de

Euler a partir de rotações sucessivas em torno dos eixos de rolagem, arfagem e guinada, de acordo com a seguinte equação:

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi & \cos \theta \sin \psi & -\sin \theta \\ \cos \psi \sin \phi \sin \theta - \cos \phi \sin \psi & \cos \phi \cos \psi + \sin \phi \sin \theta \sin \psi & \cos \theta \sin \phi \\ \cos \phi \cos \psi \sin \theta + \sin \phi \sin \psi & \cos \phi \sin \theta \sin \psi - \cos \psi \sin \phi & \cos \phi \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

Manipulando a expressão 2.14, é possível obter os ângulos em função das medidas do sensor, de acordo com as seguintes equações:

$$\phi = \sin^{-1} \left(\frac{f_y}{g \cos \theta} \right) \quad (2.15)$$

$$\theta = -\sin^{-1} \left(\frac{f_x}{g} \right) \quad (2.16)$$

Nota-se que não é possível calcular o ângulo de guinada com os valores somente do acelerômetro, já que o eixo de referência utilizado pelo sensor é paralelo ao eixo de guinada. Além disso uma fonte de erro foi inserida no sistema ao considerar a aceleração nula, o que na prática não acontece devido ao fato de o corpo estar sujeito a forças externas (força centrífuga, efeito Coriolis e acelerações lineares).

Observando a Equação 2.15 é possível inferir uma singularidade em ângulos múltiplos de $\pm 90^\circ$, já que ocorreria divisão por zero.

Representação da atitude com o magnetômetro

Uma vez identificado o ângulo de rolagem e arfagem, é possível calcular o ângulo de guinada a partir dos dados obtidos pelo magnetômetro, cuja relação é demonstrada por Ozyagcilar (2015) e expressa pela Equação 2.17:

$$\psi = \tan^{-1} \left(\frac{(B_{pz} - V_z) \sin \phi - (B_{py} - V_y) \cos \phi}{(B_{px} - V_x) \cos \theta + (B_{py} - V_y) \sin \theta \sin \phi + (B_{pz} - V_z) \sin \theta \cos \phi} \right) \quad (2.17)$$

Na Equação 2.17 o vetor $\vec{B} = [B_{px} B_{py} B_{pz}]^t$ representa as componentes medidas pelo sensor do magnetômetro na bengala. O vetor $\vec{V} = [V_x V_y V_z]^t$ são as componentes aditivas causadas pelo efeito *hard-iron*.

2.2.5 Algoritmo TRIAD

O processo de determinação da atitude é realizada por meio da combinação dos dados sensoriais adquiridos do sistema com algum tipo de método matemático. Nesse

trabalho será utilizado o método TRIAD para a determinação da orientação da bengala no espaço.

O método TRIAD consiste em calcular a matriz de rotação de um sistema por meio dos vetores unitários de referência e dos vetores de observação. Os vetores de referência são projeções dos vetores fonte no sistema de coordenadas inercial enquanto que os vetores de observação correspondem a projeção dos vetores fonte no sistema de coordenadas do corpo (GRAZIERA LOPES, 2007). Dados dois vetores de referência \hat{v}_1 e \hat{v}_2 e os respectivos vetores de observação \hat{w}_1 e \hat{w}_2 deseja-se encontrar uma matriz ortogonal F que satisfaça às seguintes relações:

$$F\hat{v}_1 = \hat{w}_1 \quad (2.18)$$

$$F\hat{v}_2 = \hat{w}_2 \quad (2.19)$$

O primeiro passo do algoritmo consiste em calcular dois conjuntos de três vetores unitários, chamados de tríades. A primeira tríade \hat{r} é obtida por meio dos vetores de referência de acordo com as seguintes equações:

$$\hat{r}_1 = \hat{v}_1 \quad (2.20)$$

$$\hat{r}_2 = \frac{(\hat{v}_1 \times \hat{v}_2)}{|\hat{v}_1 \times \hat{v}_2|} \quad (2.21)$$

$$\hat{r}_3 = \frac{(\hat{v}_1 \times (\hat{v}_1 \times \hat{v}_2))}{|\hat{v}_1 \times \hat{v}_2|} \quad (2.22)$$

A segunda tríade \hat{s} é obtida por meio dos vetores de observação:

$$\hat{s}_1 = \hat{w}_1 \quad (2.23)$$

$$\hat{s}_2 = \frac{(\hat{w}_1 \times \hat{w}_2)}{|\hat{w}_1 \times \hat{w}_2|} \quad (2.24)$$

$$\hat{s}_3 = \frac{(\hat{w}_1 \times (\hat{w}_1 \times \hat{w}_2))}{|\hat{w}_1 \times \hat{w}_2|} \quad (2.25)$$

O segundo passo do algoritmo consiste em montar a matriz de referência M_{ref} e a matriz de observação M_{obs} a partir dos conjuntos de vetores calculados anteriormente:

$$M_{ref} = [\hat{r}_1 \hat{r}_2 \hat{r}_3] \quad (2.26)$$

$$M_{obs} = [\hat{s}_1 \hat{s}_2 \hat{s}_3] \quad (2.27)$$

Identificado as matrizes de referência e de observação pode-se finalmente calcular a matriz de atitude F conforme a Equação 2.28:

$$F = M_{obs} M_{ref}^T \quad (2.28)$$

Por meio da matriz de rotação F é possível representar a atitude de um corpo por meio dos ângulos de Euler ou por Quatérnios conforme descrito na Seção 2.2.4.

2.3 FUSÃO SENSORIAL

Devido às limitações financeiras do projeto, optou-se por trabalhar com sensores MEMS de baixo custo. Como verificado na Seção 2.2 tais dispositivos são incapazes de medir com precisão a orientação da bengala no espaço. Apesar do giroscópio medir com certa precisão os valores de velocidade angular, o mesmo é afetado pelo efeito de *drift*. No caso do acelerômetro o problema está relacionado ao alto ruído nas medidas do sensor. Já o magnetômetro é fortemente influenciado por interferências eletromagnéticas. Uma forma de contornar esses problemas é realizar a fusão sensorial. Esse procedimento consiste em coletar dados de diferentes sensores que possam medir a mesma grandeza física, de forma direta ou indireta, a fim de combinar essas informações para melhorar a estimativa do valor real.

Existem diversos algoritmos capazes de implementar a fusão sensorial, que devem ser escolhidos levando em consideração o custo computacional e a precisão dos resultados desejados. Um dos filtros comumente utilizados em aplicações que envolvem sensores inerciais é o Filtro de Kalman que será abordado a seguir.

2.3.1 Filtro de Kalman

Em 1960 o engenheiro elétrico Rudolph Emil Kalman publicou um artigo intitulado "*A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems*", no qual propôs um método de filtragem linear a partir de um processo recursivo em tempo discreto. No trabalho o autor fez uso de um método matemático que utiliza as ferramentas estatísticas para prever um estado de interesse a partir dos dados no instante atual (KALMAN, 1960). O Filtro de Kalman ficou reconhecido por esse trabalho e pela colaboração de pesquisadores entre 1959 e 1961. A proposta inicial do Filtro de Kalman aplica apenas a sistemas lineares, entretanto uma forma de contornar o problema para sistemas não lineares é linearizando analiticamente as equações do sistemas (AGUIRRE, 2004). Essa

técnica veio a ser conhecida como Filtro de Kalman Estendido (EKF, do inglês *Extended Kalman Filter*).

Para estimar o estado atual, o Filtro de Kalman utiliza a combinação do modelo matemático do sistema em conjunto com os dados adquiridos no processo de filtragem. Conhecendo a estimativa do estado atual e o modelo do sistema é possível estimar o estado futuro. No momento em que novas informações do sistema são adquiridas, a propagação do erro da estimativa é corrigida. Isso revela a estrutura do filtro como sendo do tipo predição-correção, ou seja, a partir da lei matemática que rege o sistema é possível fazer a predição e, com as medidas adquiridas pelos sensores, efetua-se a correção (AGUIRRE, 2004). Supondo o caso em que os valores dos sensores são extremamente ruidosos, o que indica pouca confiabilidade nas medições, espera-se que a saída do filtro não seja influenciada por essas medidas, mas sim pelo modelo dinâmico do sistema. Por outro lado se o modelo do sistema é ruim, logo se espera que a saída do filtro seja influenciada pelas medidas sensoriais. Neste contexto o filtro deve ponderar o valor de menor incerteza (medido ou predito).

Filtro de Kalman Linear

Por mais complexo que seja o modelo linear de um sistema, sempre haverá erros causados por fatores externos não considerados pelo mesmo. Com o passar do tempo, o erro associado ao modelo vai sendo acumulado, fazendo com que as estimativas dos estados sejam duvidosas. Por outro lado, se, além do modelo do sistema, pudessem ser realizadas medidas das variáveis de estado por meio de um sensor seria possível combinar essas informações ao ponto de obter uma estimativa melhor do que só a estimativa do modelo ou só pelos valores adquiridos pelo sensor, já que esses são também contaminados por ruídos e apresenta uma variância em relação à medida real. A essência do filtro de Kalman se baseia nesse princípio, ou seja, combinar a partir de uma ponderação a estimativa do modelo com as medidas adquiridas pelo sensor. Nesse sentido o processo de estimação é chamado de predição, enquanto que a medição para atualização dos valores medidos é chamado de correção. No Filtro de Kalman linear, assume-se que o sistema pode ser descrito pelo seguinte modelo linear discreto:

$$\begin{cases} X_{k+1} = \Phi x_k + w_k \\ z_k = H x_k + v_k \end{cases} \quad (2.29)$$

No sistema de equação acima, w e v são variáveis aleatórias independentes, de média nula, em que w é chamado de ruído do processo e v como sendo o ruído de medição; x_k é o vetor de estado do processo no instante k ; a variável z representa a medida lida por um instrumento de medição; Ψ e H são matrizes que dependem do modelo do sistema

em que Ψ é chamada de matriz de transição de estados e H é a matriz de covariância do ruído associado à medida.

Apesar da matemática estatística por de trás do Filtro de Kalman ser complexa de ser demonstrada, a implementação consiste em seguir todas as etapas do algoritmo proposto. Segundo Kim (2011) o algoritmo é composto por cinco etapas bem definidas apresentadas pelo fluxograma da Figura 11.

1. Na primeira etapa é inicializada a variável \hat{x}_0 e a matriz do erro de covariância P_0 . Em que \hat{x}_0 representa a estimativa inicial da variável de estado e P_0 representa o erro entre a estimação e o valor real da medida. Como é possível observar no fluxograma, essa etapa ocorre uma única vez servindo apenas para a configuração inicial do Filtro de Kalman.
2. A segunda etapa é conhecida como predição em que se realiza a estimativa da variável \hat{x} e P_0 que correspondem respectivamente aos valores preditos da estimativa e o erro de covariância. Nesse processo é levada em consideração a matriz de transição de estado A associada ao modelo do sistema e a matriz Q associada ao erro de covariância do ruído do processo.
3. A terceira etapa consiste em calcular o ganho K do filtro de Kalman a partir do erro de covariância obtido na segunda etapa, levando em consideração as matrizes H e R que correspondem respectivamente à matriz de observação e à matriz do erro de covariância associada à medida.
4. A quarta etapa consiste em ajustar o valor predito com os valores medidos a partir do ganho K calculado anteriormente. É nesta etapa que os valores medidos são inseridos no Filtro de Kalman e se obtém a variável estimada pelo algoritmo.
5. Na quinta etapa se atualiza a estimativa do erro da covariância a ser utilizada na próxima interação. Esse valor indica o quão preciso a estimativa do filtro está em relação ao valor real da medida.

Observa-se pelo fluxograma que o filtro é recursivo, ou seja, a cada interação, as etapas de dois a cinco se repetem devido característica do sistema ser dinâmico.

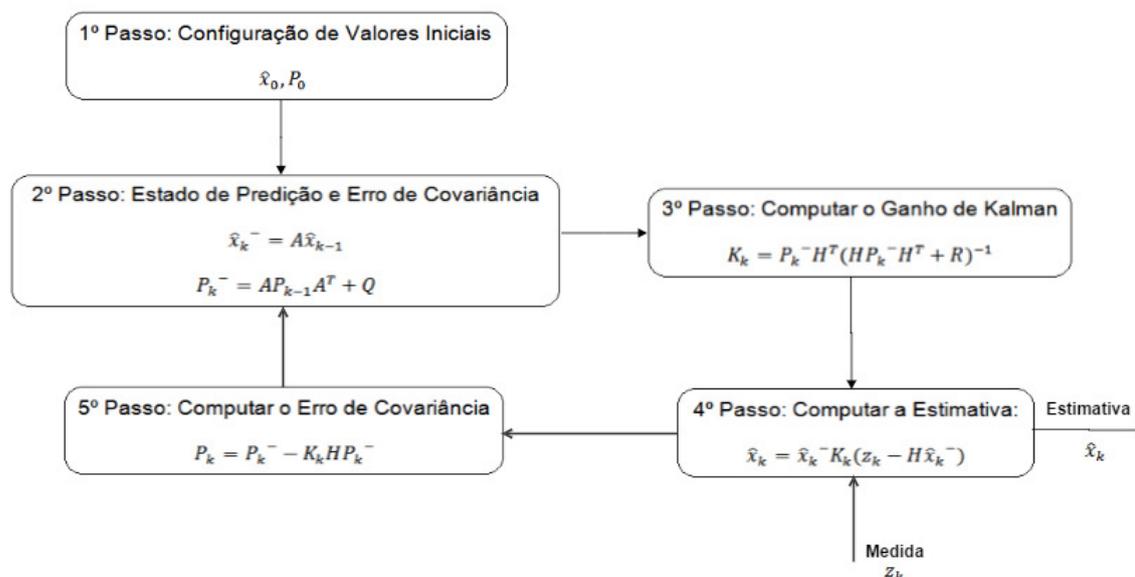


Figura 11 – Fluxograma do algoritmo do Filtro de Kalman (KIM, 2011).

2.4 SENSOR DE PRESSÃO

A fase de marcha do paciente pode ser identificada por meio dos sensores de pressão, alocados tanto nos pés do paciente como na ponta da bengala. No caso da bengala, o sensor é capaz de identificar a pressão exercida pelo paciente sobre o instrumento. Existem diversos tipos de sensores de pressão disponíveis no mercado com o princípio de funcionamento diferente, entre os mais utilizados na instrumentação biomédica pode-se citar: o transdutor piezoelétrico, o extensômetros e o sensor de força resistiva (FSR).

2.4.1 Piezoelétrico

Alguns materiais, como o quartzo e certos tipos de filmes de polímeros, quando deformados por meio de uma força mecânica, surgem cargas elétricas. Esse fenômeno é chamado de efeito piezoelétrico, no qual uma tensão pode ser associada ao processo de deformação do material (DOEBELIN, 2003). Os transdutores piezoelétrico é a base de muitos instrumentos no qual se deseja medir aceleração, força e pressão. Por meio de um circuito condicionador de sinal, em geral por amplificador operacional (Figura 12), é possível ajustar a tensão gerada no processo de deformação do material e associar por exemplo a uma força.

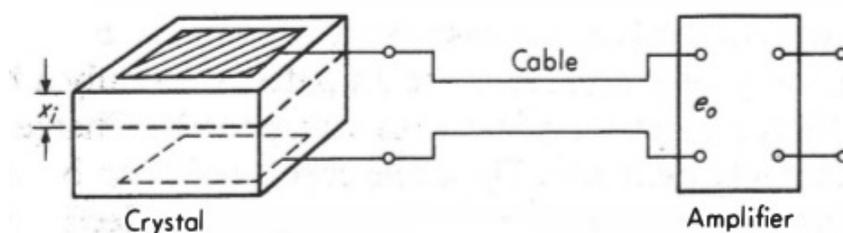


Figura 12 – Condicionamento de sinal por meio de um cristal piezoelétrico (DOEBELIN, 2003).

2.4.2 Extensômetro

O princípio de funcionamento do extensômetro está relacionado com a variação da resistência elétrica de um fio condutor, cuja relação é expressa pela segunda lei de Ohm, em que R é a resistência elétrica, ρ a resistividade do material e L o comprimento do fio.

$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (2.30)$$

Observa-se na Equação 2.30, que se o condutor for esticado ou comprimido, sua resistência será modificada. Esse princípio permite construir sensores com diversas aplicabilidades, capazes de medir: tensão mecânica, força, torque e pressão (DOEBELIN, 2003). A Figura 13 ilustra diferentes tipos de extensômetros disponíveis no mercado.

O extensômetro é comumente utilizado em célula de carga, no qual são ligados quatro extensômetros na ponte de *wheatstone*, de forma a mantê-la balanceada. Quando uma alteração ocorre na ponte em virtude da deformação dos extensômetros, uma tensão proporcional a deformação é associada no circuito, que pode ser utilizada para identificar a força aplicada (DOEBELIN, 2003).

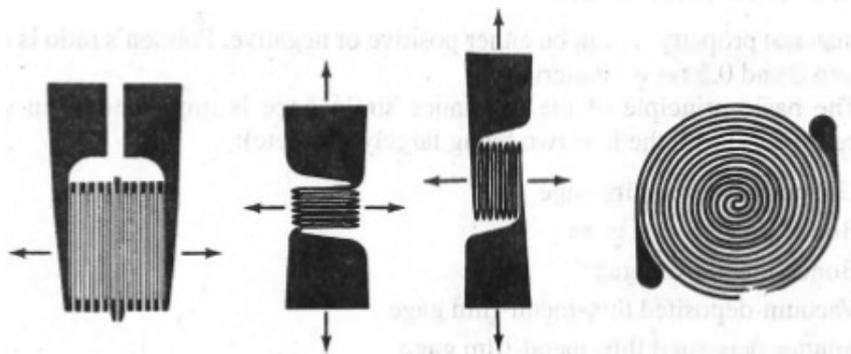


Figura 13 – Diferentes tipos de extensômetros (DOEBELIN, 2003).

2.4.3 Força resistiva

O sensor de força resistiva, é constituído de um polímero condutor, que exibe uma diminuição da resistência elétrica do material quando uma força é aplicada sobre a área ativa (RANA, 2009), conforme mostrado a Figura 14.

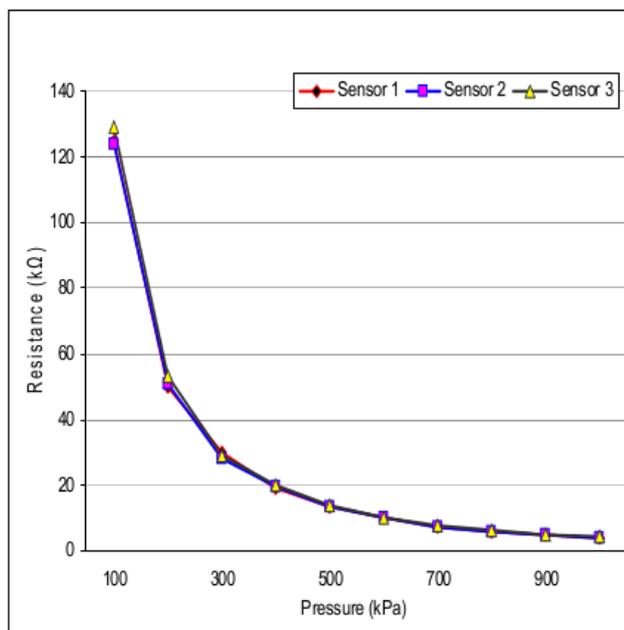


Figura 14 – Resposta do sensor FSR na aplicação de pressão sobre a área ativa (RANA, 2009).

O FSR é comumente utilizado para medir as pressões na sola dos pés, devido a algumas vantagens que o mesmo oferece, tais como: ser extremamente fino, evitando o desconforto ao paciente; apresentar uma resposta praticamente linear quando utilizado um circuito condicionador de sinal; apresentar boa resistência ao choque e ser relativamente barato comparado aos demais sensores apresentados.

O processo de calibração do FSR, consiste em identificar a curva de sensibilidade que relaciona a força exercida com a resistência de saída. Em muitos casos essa curva já está disponível no *datasheet* do fabricante ficando à disposição do projetista verificar o seu funcionamento.

2.5 PROTOCOLOS DE COMUNICAÇÃO

A comunicação entre os sensores inerciais presentes na IMU e o microcontrolador é realizado por meio do protocolo I2C (*Inter-Integrated Circuit*), já no caso da comunicação entre o microcontrolador e o módulo *XBee* para a transmissão de dados sem fio o protocolo utilizado é o *ZigBee*, que serão abordados nessa seção.

2.5.1 I²C

O protocolo I²C foi criado na década de 90 pela empresa *Philips Semiconductors* (atual *NXP Semiconductors*) com o intuito de comunicar periféricos de baixa velocidade a uma unidade de controle com um número reduzido de fios.

O I²C consiste em um barramento composto por dois fios, chamados na literatura por SDA (*serial date*) e SCL (*serial clock*) além dos fios de alimentação (Vcc e Gnd). O SDA é o canal de comunicação que efetivamente transfere os dados, sendo este bidirecional, ou seja, os periféricos ligados ao SDA podem tanto enviar quanto receber a informação. O SCL é o canal que carrega a informação do *clock* gerado pelo dispositivo de controle. Nesse sentido é possível dizer que o protocolo I²C é um tipo de comunicação serial síncrona. A Figura 15 ilustra a ligação dos dispositivos no barramento I²C.

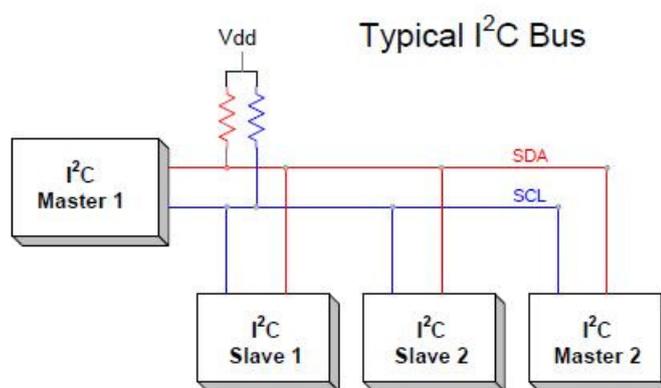


Figura 15 – Ligação dos dispositivos no barramento I²C (TEXEIRA, 2017).

O funcionamento do protocolo I²C consiste em um dispositivo de controle chamado de mestre (*Master*) e vários outros chamados de escravos (*Slaves*). Cada escravo recebe um endereço único utilizado para sua identificação. Quando o mestre deseja se comunicar com algum escravo, o sinal de dados (SDA) passa de nível lógico alto para nível lógico baixo no período em que o sinal de *clock* estiver em nível lógico alto, sinalizando o início da comunicação. Em seguida o mestre envia um endereço composto de 7 *bits*, indicando com qual dos escravos se deseja comunicar. O oitavo *bit* informado pelo mestre indica se este deseja ler ou escrever no dispositivo. Quando o escravo reconhece o endereço enviado pelo mestre, este envia um *bit* chamado de ACK (*Acknowledge*) para que a comunicação seja estabelecida. A partir desse instante, os dados são transmitidos do mestre para o escravo no caso de uma escrita ou do escravo para o mestre no caso de uma leitura inserindo ao final de cada *byte* um *bit* ACK. Para finalizar a transmissão, o sinal do SDA passa de nível lógico baixo para nível lógico alto quando o sinal de *clock* estiver em nível alto. A Figura 16 descreve o processo de comunicação I²C em que todos os passos descritos anteriormente são ilustrados.

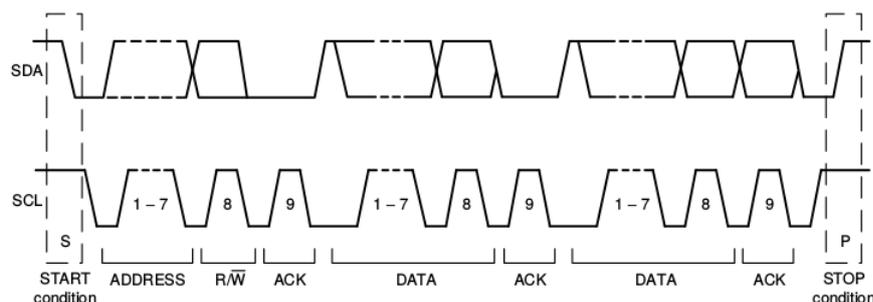


Figura 16 – Funcionamento da comunicação I2C (INVENSENSE).

2.5.2 ZigBee

Atualmente existem diversos protocolos de comunicação sem fio de longo e médio alcance, que suportam altas taxas de transmissão de dados, entre os mais utilizados pode-se citar o *Bluetooth* e o *Wifi*. Entretanto, com revolução tecnológica da internet das coisas (*Internet of Things*) e com o processo de automação residencial e industrial crescente, fez com que surgisse a necessidade de um protocolo específico capaz de comunicar dispositivos de controle a sensores, caracterizado principalmente pelo baixo consumo de energia. Nesse contexto em 2004 foi introduzido pela IEEE (*Institute of Electrical and Electronic Engineers*) em conjunto com a *ZigBee Alliance* o padrão *ZigBee*, especificado na norma IEEE 802.15.4.

Segundo Norris (2005) o *ZigBee* é um protocolo criado para redes de telemetria sem fio projetado para trabalhar com baixo consumo de energia e capaz de operar por um longo período de tempo utilizando bateria. A norma IEEE 802.15.4 permite que o dispositivo opere na banda de frequência ISM (*Industrial, Scientific and Medical*) ficando livre de licenciamento. A Tabela 2 indica as diferentes frequências utilizadas pelo padrão *ZigBee* assim como a taxa de dados para cada frequência de operação.

Os dispositivos *ZigBee* são classificados em dois tipos: os de função completa (FFD - *Full Function Devices*), e os de função reduzida (RFD - *Reduced Function Devices*). Os de função completa podem operar em qualquer função lógica dentro da rede (coordenador, roteador e terminal) e podem acessar quaisquer dispositivos, tanto os de função reduzida como outros de função completa. Os dispositivos de função reduzida, por sua vez, só podem acessar os dispositivos de função completa e operam como terminais na rede (ERGEN, 2004).

Tabela 2 – Características do padrão ZigBee (ERGEN, 2004).

Faixa de frequência (MHz)	Modulação	Taxa de Transferência (Kb/s)
868 - 868.6	BPSK	20
902 - 928	BPSK	40
2400 - 2483.5	O-QPSK	250

A pilha do protocolo *ZigBee* é formada por estrutura hierárquica de camadas, sendo que cada entidade de serviço fornece uma interface para a camada superior. A camada física (PHY) é camada inferior da pilha, responsável por permitir a transmissão das unidades de dados. Logo acima da camada física, tem-se a camada de acesso ao meio (MAC) responsável pelos acessos à camada física para transmissão e recepção de dados. As duas camadas citadas até o momento são especificadas pela norma IEEE 802.15.4. A camada superior a MAC é chamada de camada de rede (NWK) responsável por monitorar e atribuir endereços aos dispositivos que entram e saem da rede. A última camada da pilha protocolar é chamada de camada de aplicação (APL), responsável por gerenciar todas as aplicações que serão executadas para o funcionamento ideal do padrão *ZigBee*.

3 IMPLEMENTAÇÃO

Nesse capítulo serão apresentadas todas as etapas realizadas no projeto de instrumentação da bengala eletrônica, desde a sua concepção, escolha dos materiais e descrição da metodologia utilizada na implementação do projeto. O capítulo está organizado da seguinte forma: a Seção 3.1 descreve a arquitetura do sistema de instrumentação eletrônica assim como o seu funcionamento; a Seção 3.2 apresenta os sensores utilizados para identificar a posição espacial da bengala, assim como os algoritmos utilizados para sua estimação; a Seção 3.3 descreve o processo de condicionamento de sinal utilizado para identificar a força aplicada sobre o sensor FSR; a Seção 3.4 retrata a implementação da rede de comunicação entre a bengala e a central do exoesqueleto; na Seção 3.5 é apresentado o algoritmo embarcado no microcontrolador, capaz de integrar os módulos de instrumentação e de transmissão de dados da bengala; finalmente a Seção 3.6 explica o processo de fabricação dos componentes que compõem o sistema assim como o posicionamento dos sensores no dispositivo auxiliar de marcha.

3.1 ASPECTOS GERAIS DO SISTEMA

A arquitetura do sistema de instrumentação eletrônica da bengala é ilustrada na Figura 17. Nessa arquitetura, o microcontrolador é o responsável em capturar e processar os dados coletados dos sensores. Para indicar a intenção de movimento, o paciente deve inicialmente pressionar o botão de dois estados. Quando pressionado, uma mensagem é encaminhada imediatamente para a central do exoesqueleto por meio do módulo *XBee*. Após isso, o microcontrolador inicia o processo de captura e processamento dos dados a fim de estimar a força e os ângulos de *roll*, *pitch* e *yaw* a partir do sistema de referência estabelecido. Esses dados são transmitidos em tempo real para a central do exoesqueleto por meio da comunicação sem fio. A interrupção do sistema é realizada pressionando novamente o botão.

O microcontrolador escolhido para o desenvolvimento do projeto foi o Arduino Micro ilustrado na Figura 18, uma placa micro controlada baseada no ATmega32u4. O Micro possui 20 portas digitais de entrada/saída sendo que 12 delas podem ser utilizadas como entradas analógicas. Além disso, o dispositivo apresenta um oscilador de cristal de 16MHz e pode ser facilmente conectado em um computador por meio de um cabo micro USB. A implementação de um algoritmos na plataforma é realizada por meio da linguagem C/C++.

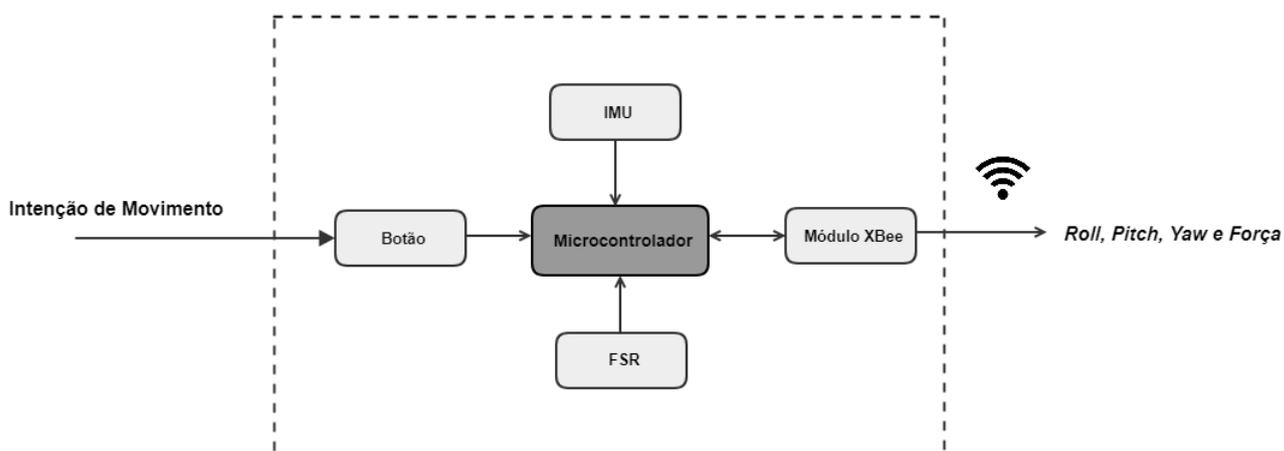


Figura 17 – Diagrama de bloco funcional da bengala eletrônica.

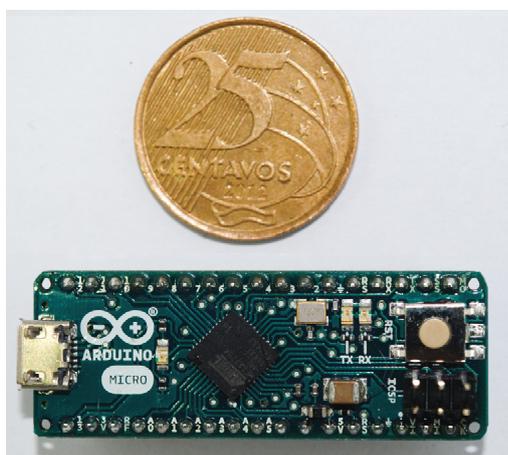


Figura 18 – Arduino Micro (João Antonio Benitz).

O Arduino Micro se mostrou interessante para este projeto devido a sua dimensão reduzida (49mm x 18mm x 20mm), facilidade de prototipagem, apresentar I/O dedicado para barramento I2C e suporte de comunicação serial. Além disso o investimento financeiro para aquisição dessa placa de controle, cerca de R\$100,00, é relativamente baixa comparada com os benefícios que ela proporciona. A Tabela 3 apresenta algumas características interessantes referente ao Arduino Micro.

Tabela 3 – Características do Microcontrolador Arduino Micro.

Tensão de alimentação recomendada	7-12V
Tensão de operação	5V
Corrente máxima por pino	40mA
Memória Flash	32Kb
Clock	16MHz
Conversor A/D	10 bits de resolução
Peso	100g

3.2 ESTIMAÇÃO DA ORIENTAÇÃO DA BENGALA NO ESPAÇO

3.2.1 Unidade de Medida Inercial

Para monitorar a posição da bengala no espaço foi escolhido o módulo MPU9250 da empresa IvensSense, conforme ilustra a Figura 19. O módulo é constituído em um único chip por quatro sensores: giroscópio triaxial, acelerômetro triaxial, magnetômetro triaxial e um sensor de temperatura. O dispositivo se caracteriza por: apresentar pequena dimensão (26 x 11 x 1mm); permitir a utilização do protocolo I2C (400KHz) e SPI (1MHz) para transmissão de dados; e apresentar baixo consumo de corrente em modo de operação (cerca de 3,5mA considerando todos os sensores ligados).

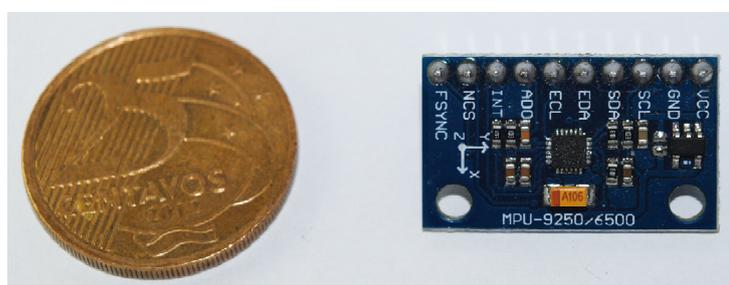


Figura 19 – Módulo MPU9250 da IvensSense (João Antonio Benitz).

Cada sensor do módulo MPU9250 apresenta suas próprias características conforme serão descritos a seguir:

Características do giroscópio triaxial

- Pode ser configurado para as seguintes escalas: ± 250 , ± 500 , ± 1000 e $\pm 2000^\circ/s$;
- Conversor analógico digital de 16 *bits*;
- Corrente em modo de operação: 3,2 mA;

Características do acelerômetro triaxial

- Pode ser configurado para as seguintes escalas: $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$ em que *g* representa a aceleração gravitacional;
- Conversor analógico digital de 16 *bits*;
- Corrente em modo de operação: 450 μA ;

Características do magnetômetro triaxial

- Escala: $\pm 4800T$;

- Conversor analógico digital de 14/16 *bits*;
- Corrente em modo de operação: 280 μA ;

3.2.2 Captura de dados com o módulo MPU9250

Para realizar a leitura dos sensores inerciais foi implementado a comunicação entre o Arduino Micro e o módulo MPU9250 utilizando o barramento I2C, conforme ilustrado na Figura 20.

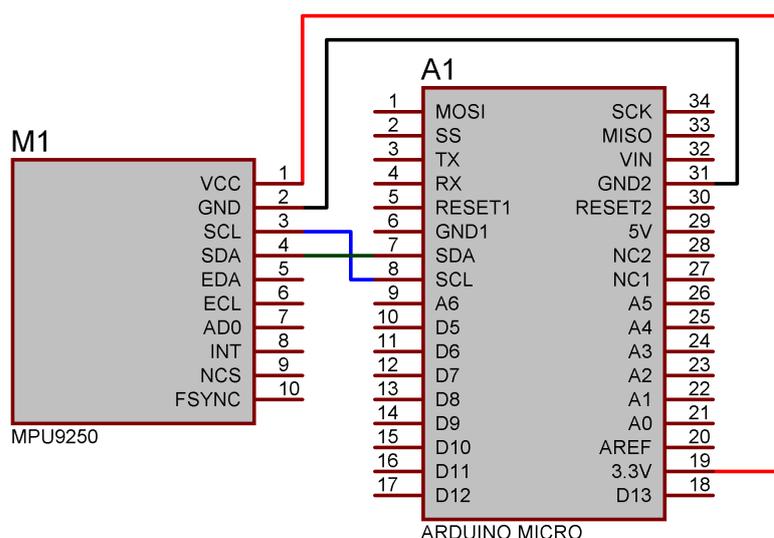


Figura 20 – Comunicação entre o Arduino e o módulo MPU9250.

O módulo MPU9250 contém diversos registradores que devem ser inicialmente configurados. Para isso, utilizou-se a biblioteca `Wire.h` (contida na IDE do Arduino) para implementar as funções de escrita e de leitura dos registradores por meio do barramento I2C.

Inicialmente, foram configurados as escalas para cada um dos sensores, conforme a Tabela 4. Para tanto, implementou-se a função `writeI2C` que recebe três parâmetro: o endereço de memória, o número do registrador e o valor que se deseja escrever.

Tabela 4 – Configuração da escala dos sensores inerciais.

Sensor	Escala
Acelerômetro	$\pm 2G$
Giroscópio	$\pm 250^\circ/s$
Magnetômetro	$\pm 4800\mu T$

Uma vez configurado o módulo, os dados podem ser captados por meio da leitura dos registradores especificados no *datasheet*. Nesse contexto, implementou-se a função `readI2C` que recebe quatro parâmetros: o endereço de memória, o número do registrador,

a quantidade de *bytes* que se deseja ler e o ponteiro da variável onde serão armazenados os dados lidos.

3.2.2.1 Calibração da Unidade de Medida Inercial

Segundo [Silva \(2016\)](#) a calibração realizada nas indústrias é um procedimento de alto custo e que demanda tempo para ser executada, em virtude disso, raramente é feita em dispositivos MEMS. Existem métodos sofisticados para realizar a calibração de sensores inerciais, entretanto neste trabalho será utilizada uma metodologia simples e funcional apresentadas por [Winer \(2015\)](#).

Calibração do acelerômetro e do giroscópio

A calibração do acelerômetro e do giroscópio consiste em identificar o valor de *offset* para cada um dos seus eixos. Com a placa em repouso foram coletadas 1000 amostras e em seguida, calculou-se a média aritmética desses valores a fim de minimizar erros devido a flutuação nas medidas, conforme a Equação 3.1. Dessa forma o valor obtido pela média aritmética deve ser subtraído das medidas futuras que serão realizadas.

$$Offset_{x,y,z} = \frac{1}{1000} \sum_{i=1}^{1000} x_i \quad (3.1)$$

Calibração do magnetômetro

Dentre os sensores utilizados nesse trabalho, o magnetômetro é o mais afetado por ruídos aditivos. Isso se deve ao fato de que esse sensor mede não somente o campo magnético da Terra mas também campos induzidos gerados por materiais elétricos e magnéticos próximos ao sensor. Como descrito na Seção 2.2.3, o magnetômetro apresenta dois tipos de distorção: *hard-iron* e *soft-iron*, os quais devem ser compensados durante o processo de calibração.

Para calibrar o sensor, considera-se que o vetor de fluxo magnético é constante em qualquer direção. No caso do magnetômetro de três eixos, a superfície de resposta ideal é uma esfera centrada na origem, ou seja, a intensidade do campo medido nas direções x, y e z devem ser a mesma quando esses vetores forem normais a superfície. O modelo de compensação do magnetômetro utilizado nesse trabalho é dado por:

$$m_{calib} = adj(raw - offset) \quad (3.2)$$

sendo m_{calib} a intensidade do campo magnético ajustada, raw a medida obtida pelo sensor, $offset$ o erro causado pelas distorções de *hard-iron* e adj é o ajuste de escala causada pelo erro de *soft-iron*.

Para realizar a calibração do magnetômetro, utilizou-se a plataforma de calibração de IMU (Figura 21) e os códigos desenvolvidos por Prieto et al. (2017).

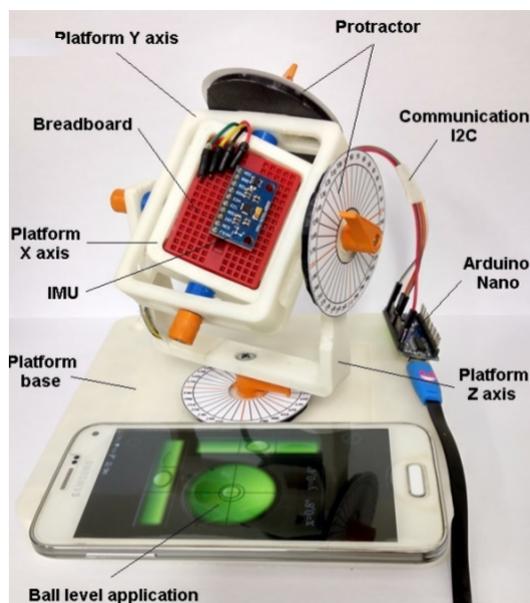


Figura 21 – Plataforma de calibração e teste de IMUs (Prieto et al. (2017)).

A plataforma de calibração possui três graus de liberdade que permite realizar rotações em torno dos três eixos coordenados do sensor. Nesse sentido, a calibração consistiu em realizar duas etapas:

1. Inicialmente foi realizado a calibração do sensor nas direções x e y . Para tanto, posicionou-se a unidade de medida inercial com o eixo z perpendicular a superfície da plataforma. Em seguida girou-se lentamente a IMU em torno do eixo z até completar uma volta completa. Durante esse procedimento foram coletados os campos mínimos e máximos nas direções x e y .
2. Para calibrar o sensor na direção z , posicionou-se a IMU com o eixo y perpendicular a superfície da plataforma e realizou-se a rotação em torno desse eixo. De forma análoga a primeira etapa foram identificados os campos mínimo e máximo dessa direção.

A partir dos valores obtidos nas etapas 1 e 2 é possível calcular o valor de *offset* para cada direção de acordo com a seguinte equação:

$$offset = \frac{max_{x,y,z} + min_{x,y,z}}{2} \quad (3.3)$$

em que max e min é a intensidade do campo magnético máximo e mínimo consecutivamente.

Para corrigir a distorção de *soft-iron*, calcula-se inicialmente a escala do sensor para cada uma das direções e em seguida, o valor correspondente da escala média:

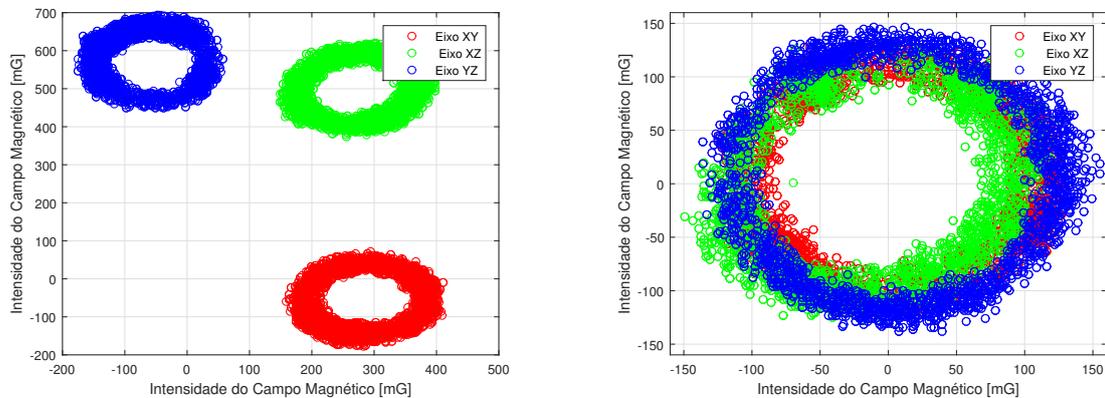
$$escala_{x,y,z} = \frac{max_{x,y,z} - min_{x,y,z}}{2} \quad (3.4)$$

$$escala_{média} = (escala_x + escala_y + escala_z)/3 \quad (3.5)$$

Finalmente, o fator de ajuste de escala é calculado para cada eixo do sensor, conforme a Equação 3.6:

$$adj_{x,y,z} = escala_{média}/escala \quad (3.6)$$

A Figura 22 ilustra os dados obtidos pelo magnetômetro antes (Figura 22a) e após (Figura 22b) a calibração do sensor. É possível notar que após o sistema ser calibrado, o ajuste do fator de escala, centraliza os campos magnéticos para cada eixo. Já a correção do *offset* ajusta a intensidade do campo magnético, que nesse caso é de aproximadamente 150mG.



(a) Dados coletados antes da calibração.

(b) Dados coletados após a calibração.

Figura 22 – Calibração do magnetômetro.

3.2.3 Implementação da fusão sensorial

Nesse trabalho, optou-se por utilizar o Filtro de Kalman para realizar a fusão sensorial tendo em vista que é necessário confiabilidade nos dados a serem estimados. Levando em consideração os problemas de singularidade pelo método de Euler, optou-se por utilizar o método de representação por quatérnions.

O Filtro de Kalman será utilizado para estimar o quatérnio de rotação. Nesse contexto, os dados do giroscópio serão utilizados para estimar o estado de predição en-

quanto que os dados do acelerômetro e do magnetômetro serão utilizados para calcular o quatérnio medido, conforme ilustra a Figura 23.

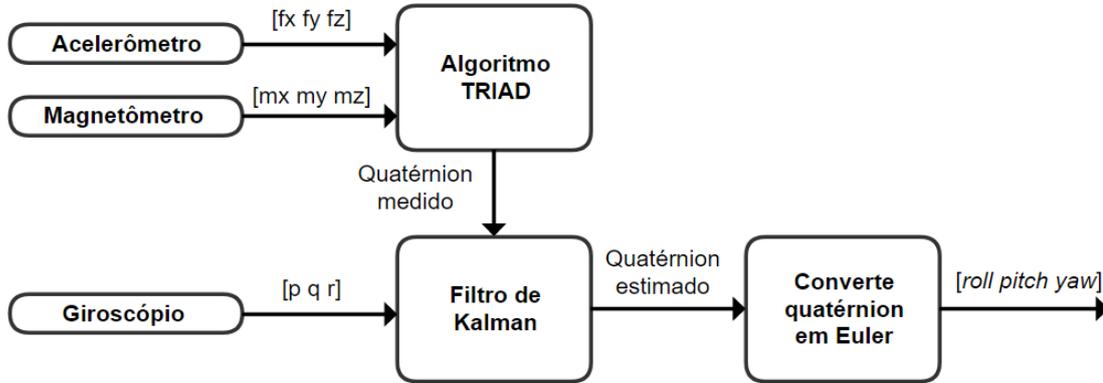


Figura 23 – Estimação da orientação de posição usando o Filtro de Kalman.

O vetor de estado predito pode ser calculado de acordo com o seguinte modelo matemático (KIM, 2011):

$$\begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \\ q_4 \end{bmatrix}_{k+1} = I + \Delta t \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 0 & -p & -q & -r \\ p & 0 & r & -q \\ q & -r & 0 & p \\ r & q & -p & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \\ q_4 \end{bmatrix}_k \quad (3.7)$$

Na Equação 3.7 p , q e r são as velocidades angulares nas direções x , y e z respectivamente obtidas pelo giroscópio.

Sabe-se que os sensores utilizados para a etapa de correção do algoritmo dão informação de aceleração e campo magnético. Para que a fusão sensorial ocorra é necessário estimar o quatérnio de rotação por meio dos dados medidos pelos sensores. Uma possível solução é estimar o quatérnio por meio do algoritmo TRIAD. Como descrito na Seção 2.2.5, a TRIAD calcula a matriz de rotação por meio dos vetores de referência e de observação. Os vetores de referência são definidos sempre que o sistema é inicializado a partir da média aritmética das primeiras 100 amostras obtidas. Dessa forma é importante que a IMU seja posicionada inicialmente com o eixo z perpendicular a superfície. Já os vetores de observação são atualizados a cada interação do Filtro de Kalman.

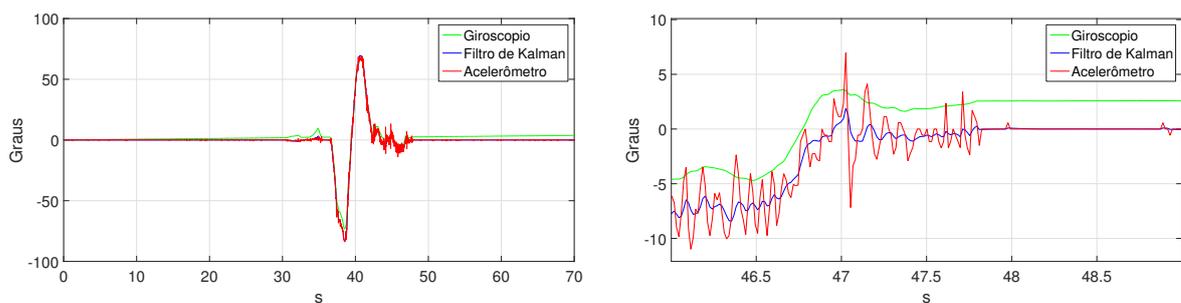
Inicialmente o Filtro de Kalman foi implementado em ambiente computacional utilizando o *software* Matlab R2015a. Para tanto foram coletadas 5000 amostras de cada sensor da IMU a fim de validar o sistema em ambiente computacional. Os valores iniciais da variável de estado (x_0) e da matriz do erro de covariância (P_0) foram definidos conforme a Tabela 5. O quatérnio utilizado na estimativa inicial, corresponde a todos os ângulo de Euler igual a zero, valores estes esperados na inicialização do sistema. A matriz de

observação H foi definida como uma matriz identidade, já que todas as variáveis de estado estão disponíveis. A matriz do erro de covariância do ruído do processo Q e da medida R foram inicialmente definidas por meio do trabalho desenvolvido por [Vida \(2016\)](#) e ajustada a partir das simulações realizadas ao longo do desenvolvimento desse trabalho.

Tabela 5 – Parâmetros do Filtro de Kalman para implementação da fusão sensorial

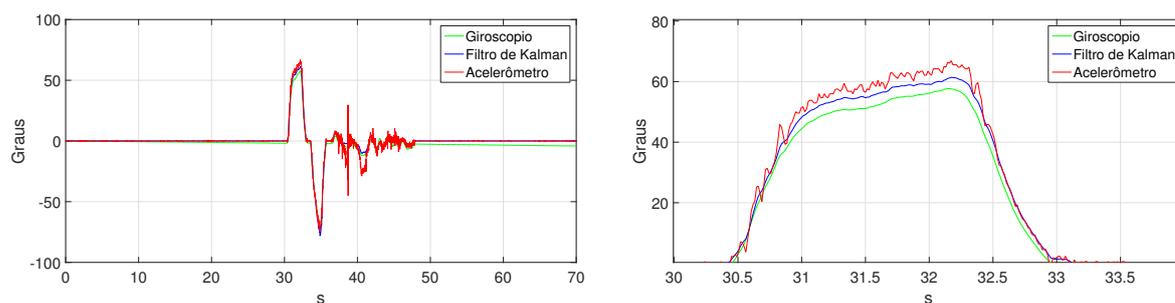
Parâmetros	Valores de inicialização
x_0	$\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$
P_0	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$
Q	$\begin{bmatrix} 0.001 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.001 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.001 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.001 \end{bmatrix}$
R	$\begin{bmatrix} 0.1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.1 \end{bmatrix}$
H	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

Para efeito de comparação dos resultados obtidos pelo Filtro de Kalman, os ângulos de Euler foram estimados usando o modelo de integração discreto das velocidades angulares obtidas pelo giroscópio e também por meio dos dados do acelerômetro e do magnetômetro conforme apresentado na Seção 2.2.4. Os resultados obtidos em simulação para cada ângulo estão apresentados a seguir.



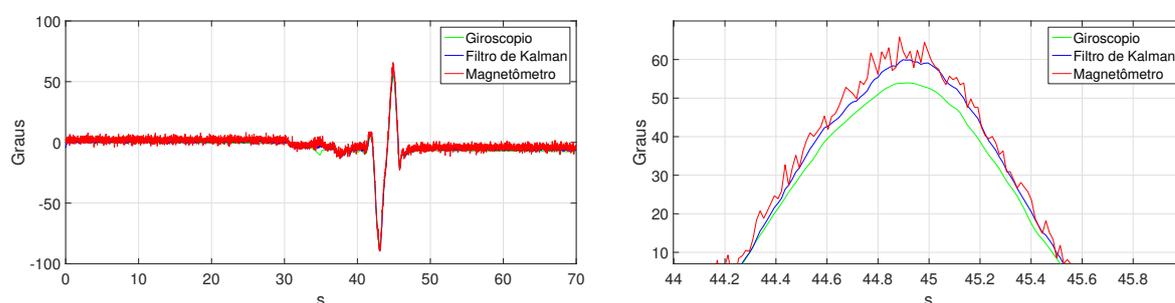
(a) Filtro de Kalman para o ângulo ϕ . (b) Imagem ampliada entre o período de 46 a 49s.

Figura 24 – Estimação do ângulo de *roll* usando o *software* Matlab.



(a) Filtro de Kalman para o ângulo θ . (b) Imagem ampliada entre o período de 30 a 34s.

Figura 25 – Estimação do ângulo de *pitch* usando o *software* Matlab.

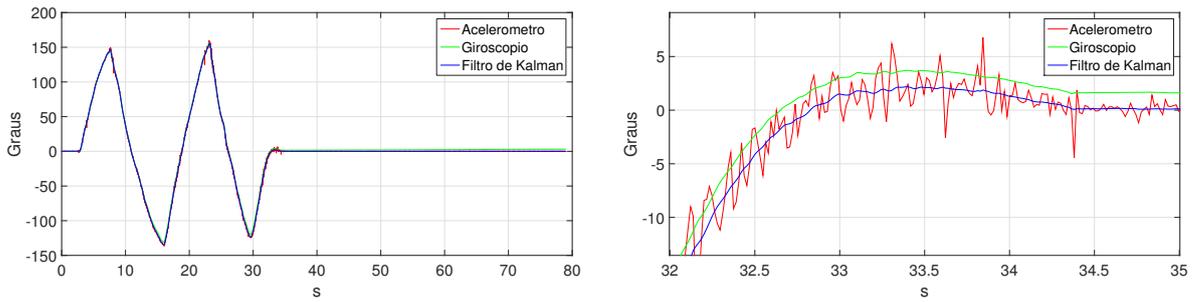


(a) Filtro de Kalman para o ângulo ψ . (b) Imagem ampliada entre o período de 44 a 46s.

Figura 26 – Estimação do ângulo de *yaw* usando o *software* Matlab.

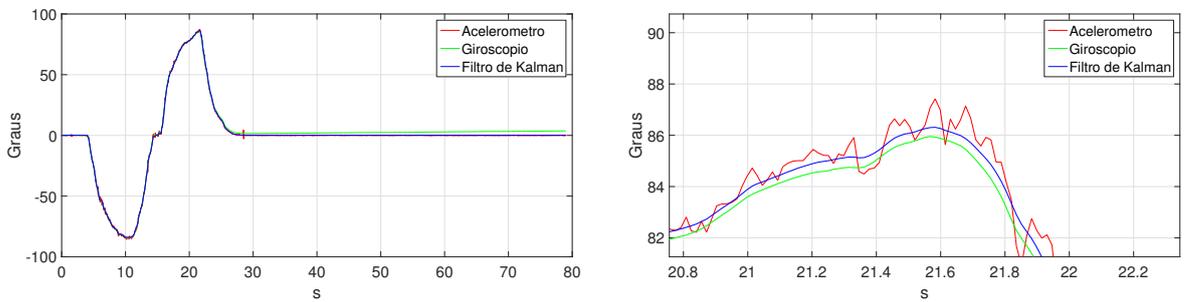
Nota-se que o Filtro de Kalman implementado em simulação foi capaz de amenizar o ruído gerado pelo acelerômetro e pelo magnetômetro. Além disso, é possível observar nas Figuras 24 e 25 que o efeito de *drift* causado pelo giroscópio foi eliminado.

Após a validação do Filtro de Kalman em ambiente computacional, embarcou-se o código no Arduino Micro afim de verificar o desempenho do filtro em *hardware*. Nesse sentido, a medida que os dados eram captados pelos os sensores inerciais, uma nova estimativa era calculado pelo Filtro de Kalman. Com objetivo de otimizar o código, foi desenvolvido uma biblioteca com operações matriciais (soma, subtração, multiplicação, transposta e inversa) que é utilizada para implementar as etapas do Filtro de Kalman. Os resultados obtidos para cada interação foram armazenados em um arquivo para serem posteriormente analisados. Os resultados obtidos pelo microcontrolador estão ilustrados a seguir.



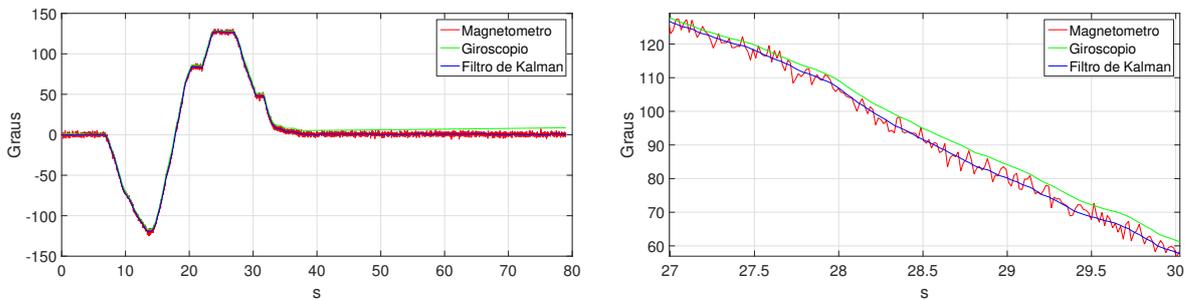
(a) Filtro de Kalman para o ângulo ϕ . (b) Imagem ampliada entre o período de 32 a 35s.

Figura 27 – Estimação do ângulo de *roll* embarcado no Arduino Micro.



(a) Filtro de Kalman para o ângulo θ . (b) Imagem ampliada entre o período de 20 a 22s.

Figura 28 – Estimação do ângulo de *pitch* embarcado no Arduino Micro.



(a) Filtro de Kalman para o ângulo ψ . (b) Imagem ampliada entre o período de 27 a 30s.

Figura 29 – Estimação do ângulo de *yaw* embarcado no Arduino Micro.

A métrica utilizada para avaliar o desempenho dos resultados obtidos pelo FK em *hardware* foi a raiz quadrada do erro médio quadrático normalizado (NRMSE - *Normalized Root Mean Squared*) expresso pela Equação 3.8. A métrica de comparação utilizada foi entre os resultados obtidos pela IMU e pela plataforma de teste e calibração que contém um transferidor de medição para cada eixo de liberdade.

$$NRMSE = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (\hat{y}_i - y_i)^2}}{\bar{y}} \quad (3.8)$$

A Tabela 6 apresenta os resultados obtido para cada ângulo.

Tabela 6 – NRMSE dos resultados obtidos com o Filtro de Kalman em relação a plataforma de calibrada de IMU

Ângulo de Euler	RMSE(%)
<i>Roll</i>	0.5
<i>Pitch</i>	0.51
<i>Yaw</i>	1.46

3.3 AQUISIÇÃO DE FORÇA

Uma pesquisa realizada por [Chen et al. \(2001\)](#), com o objetivo de avaliar a biomecânica e a força aplicada sobre uma bengala durante a caminhada de 20 pacientes hemiplégicos, apontou que esses aplicam em média, cerca de 7% a 25% da massa corporal sobre o instrumento. Levando em consideração que o dispositivo será utilizado por uma pessoas com até 100Kg definiu-se a escolha do sensor com base nessas especificações. O sensor selecionado foi o de força resistiva modelo A401 da Tekscan, capaz de medir até 31138N. O sensor é relativamente pequeno (diâmetro de 25,4mm), conforme ilustrado na Figura 30.



Figura 30 – Sensor de Força Resistivo A401 da *Tekscan* (João Antonio Benitz).

3.3.1 Condicionamento do sinal do sensor de força resistiva

As leituras apresentadas pelo sensor FSR é dada em valores analógicos de resistência. Diante disso foi implementado um circuito condicionador de sinal que converte os valores lidos pelo sensor em uma tensão elétrica correspondente. Para tanto utilizou-se a topologia de um amplificador inversor indicado pelo *datasheet* do fabricante apresentado na Figura 31.

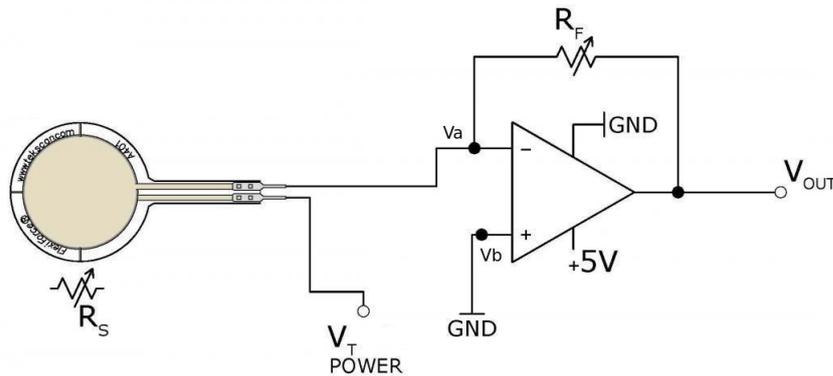


Figura 31 – Amplificador inversor para condicionamento de sinal (TEKSCAN).

A tensão de saída do circuito pode ser calculada considerando o Teorema do Curto Virtual, já que apresenta realimentação negativa efetiva ¹. De acordo com o teorema, a diferença de tensão entre os terminais positivo (+) e negativo (-) do amplificador operacional é praticamente nula, assim como as correntes que entram nesses terminais. Levando isso consideração, pode-se afirmar que: $I_+ = I_- = 0$ e $V_+ = V_-$. Aplicando a Lei de *Kirchhoff* das correntes no nó A temos que:

$$\frac{V_T - V_A}{R_S} + \frac{V_{OUT} - V_A}{R_F} = 0 \quad (3.9)$$

Substituindo $V_A = 0$ e isolando V_{OUT} na Equação 3.9 pode-se calcular a tensão de saída do circuito de acordo com a Expressão 3.10:

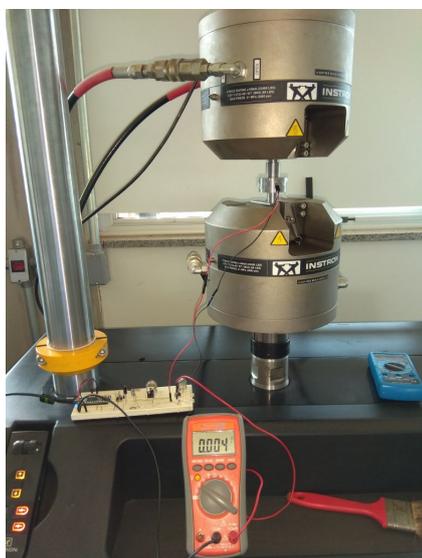
$$V_{OUT} = -V_T * \left(\frac{R_F}{R_S}\right) \quad (3.10)$$

Observa-se pela Equação 3.10 que a tensão de saída do circuito é negativa para uma tensão de entrada V_T positiva, entretanto para esse projeto a polarização do amplificador operacional é de 0 a 5V e não abrange valores negativos de tensão. A solução encontrada para esse problema foi gerar uma tensão negativa de referência na entrada do circuito condicionador. Para tanto implementou-se inicialmente no *software* Proteus 8.0 o conversor DC/DC com o circuito integrado (CI) 555 de acordo com a Figura 32:

No circuito da Figura 32, o CI 555 está operando como um multivibrador astável, que gera uma onda quadrada de aproximadamente 1KHz no pino 3 do CI. Quando a onda quadrada está em nível lógico alto, o diodo D2 permite a passagem de corrente carregando o capacitor C3 de $100\mu F$. Quando a onda está em nível lógico baixo, o capacitor C3 é descarregado por meio do diodo D1 e o capacitor C4 é carregado com uma tensão negativa.

¹ Ligação entre o terminal de saída e o terminal negativo (-) do amplificador operacional permite efetivamente a passagem de corrente durante toda a operação de funcionamento do circuito.

A peça **A** ilustrada na Figura 33 serve como instrumento para a máquina aplicar a força na região ativa do sensor, enquanto que a peça **B** serve para apoiar o sensor na máquina de compressão conforme ilustra a Figura 34a.



(a) Metodologia utilizada



(b) Posicionamento do sensor na máquina

Figura 34 – Experimento para levantamento da curva de calibração do sensor de força

Inicialmente, aplicou-se sobre o FSR uma força de 300N para ajustar o valor de resistência R_F ($15K\Omega$) de forma a não saturar a saída do amplificador operacional. Após definir a faixa de atuação do circuito, iniciou-se o processo de aquisição de dados para levantar a curva característica do sensor. Esse processo consistiu em variar a força aplicada sobre a área ativa com passos de 10N. Esse experimento foi realizado três vezes, no qual foram obtidos 31 amostras (disponível no Anexo B). Para caracterizar a curva, realizou-se a média dos valores obtidos nos três experimentos de forma a minimizar o erro das medidas. A curva característica identificada no experimento está ilustrado na Figura 35

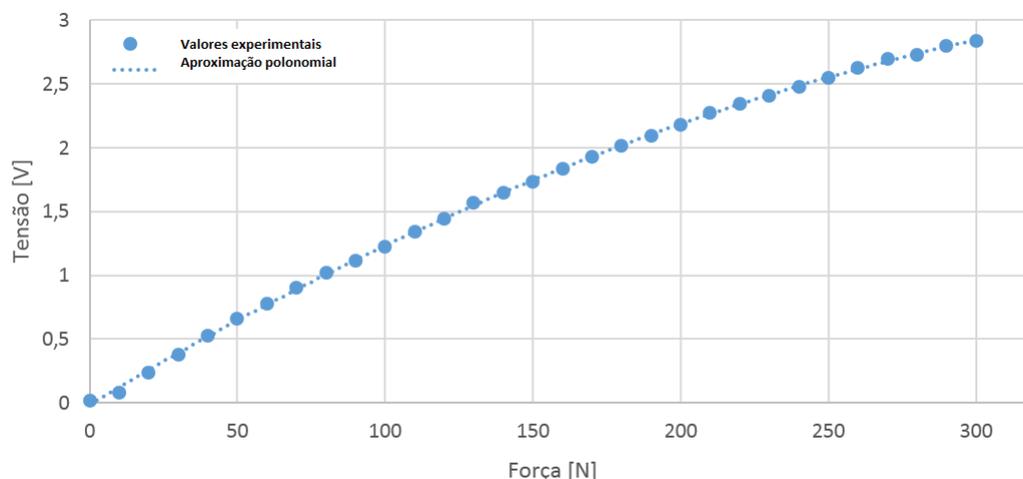


Figura 35 – Curva característica do sensor FSR A401.

A função utilizada para caracteriza a curva de resposta do sensor é do tipo polinomial (2° grau). A Equação 3.11 foi utilizada como aproximação da curva característica do sensor.

$$y = -10^{-5}x^2 + 0.0139x - 0.014 \quad (3.11)$$

Após identificar a curva de calibração, conectou-se a saída do condicionador de sinal na entrada analógica A0 do Arduino Micro. De acordo com o *datasheet*, o Micro possui um conversor analógico-digital (A/D) de 10 *bits*, ou seja, as tensões de entrada aplicadas as portas analógicas são mapeadas em 1024 valores inteiros (2^{10}). Dessa forma, implementou-se no microcontrolador a Equação 3.12, que lê os valores digitais do conversor AD e converte em um valor de tensão.

$$Tens\tilde{a}o = vl(T_{Ref}/1024); \quad (3.12)$$

Na Equação 3.12, vl corresponde ao valor lido do conversor AD e T_{Ref} é a tensão de referência de alimentação do microcontrolador (5V).

Pode-se observar durante o desenvolvimento dessa etapa que os valores lidos na entrada analógica do microcontrolador possuía ruído que aparecia de forma aleatória no sinal. Dessa forma implementou-se um filtro de média móvel capaz de amenizar o ruído indesejado. A partir de testes experimentais, observou-se que a média móvel de 50 amostras era suficiente para solucionar o problema de forma a não causar um atraso significativo na leitura do FSR.

3.4 IMPLEMENTAÇÃO DA REDE SEM FIO

Para transmitir os dados obtidos pelo microcontrolador para a central do exoesqueleto foram utilizados dois módulos *XBee S2C*, um para transmissão e outro para a recepção. A Figura 36 ilustra um dos módulos utilizados nesse trabalho.

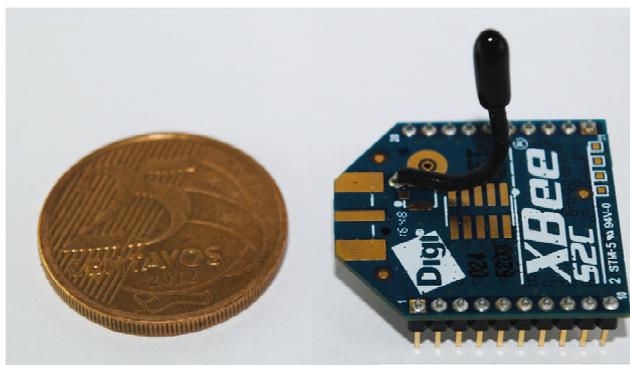


Figura 36 – Módulo *XBee S2C* (João Antonio Benitz).

Optou-se por esse módulo devido a sua capacidade de suportar o protocolo *ZigBee*, caracterizado pelo baixo consumo de energia. A Tabela 7 apresenta algumas características do *XBee S2C*.

Tabela 7 – Características do Módulo XBee Series 2 ([INTERNATIONAL](#)).

Tensão de alimentação recomendada	2,1-3,6 V
Corrente máxima em transmissão	45 mA
Frequência de operação	2,4 GHz
Alcance em ambiente fechado	40 m
Potência de transmissão	2mW (+3 dBm)
Taxa de transmissão de dados	250 Kbps

Para implementar a topologia de rede ponto a ponto, configurou-se inicialmente os módulos *XBee* por meio do *software* XCTU da empresa Digi. Para tanto utilizou-se o adaptador *XBee Explorer*, ilustrado na Figura 37, para conectar o computador ao módulo por meio de um cabo USB.



Figura 37 – Adaptador *XBee Explorer* USB (João Antonio Benitz).

Após conectar o *XBee* ao computador, iniciou-se a interface do XCTU. Para configurar um novo dispositivo é necessário selecionar a opção *Discover Device*, que fará com que o programa identifique automaticamente o módulo conectado na porta serial do computador, conforme ilustrado na Figura 38.

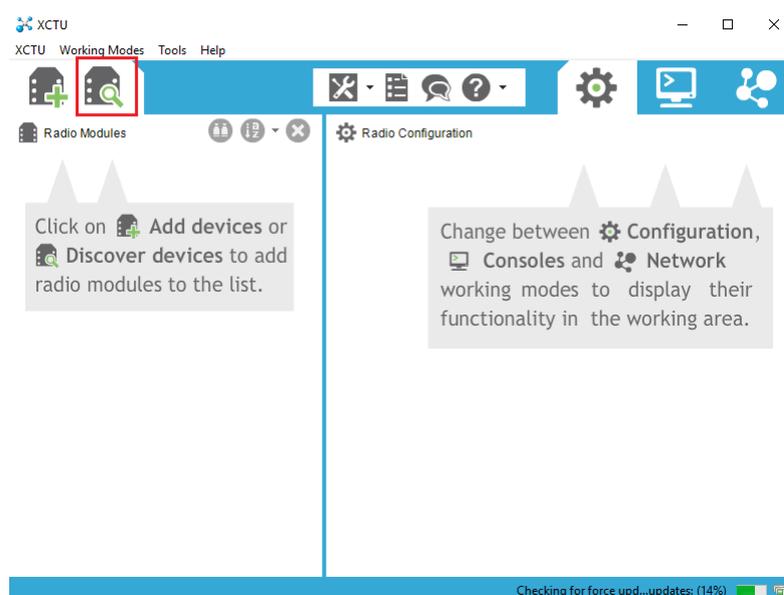


Figura 38 – Tela inicial do *software* XCTU.

Após o dispositivo ser adicionado ao XCTU, os parâmetros de configuração do dispositivo podem ser acessados. No caso da topologia utilizada nesse trabalho foram modificados apenas alguns desses parâmetros:

- ID PAN ID: corresponde ao número de identificação da rede. Para que os dois módulos possa se comunicar é necessário que ambas estejam com o mesmo número de identificação.
- My 16-bit *Source Address*: é o endereço que identifica o módulo *XBee* na rede. Cada módulo possui um endereço único de identificação.
- DH *Destination Address High*: corresponde a primeira parte do endereço do módulo de destino.
- DL *Destination Address Low*: corresponde a segunda parte do endereço do módulo de destino.

O módulo *XBee* responsável em transmitir os dados sensoriais da bengala para o exoesqueleto foi configurado na rede como terminal (*end device*) no qual utilizou-se os parâmetros de configuração ilustrado na Figura 39.

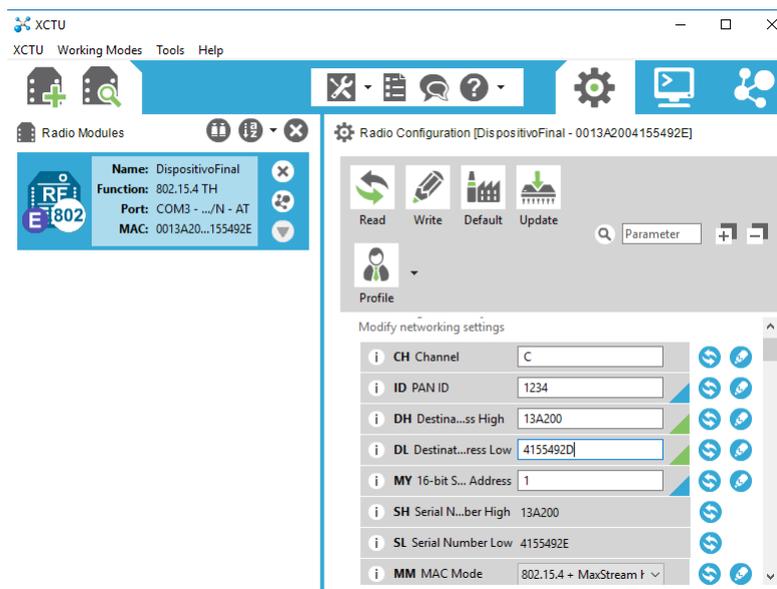


Figura 39 – Configuração dos parâmetros para o módulo *XBee end device*.

O módulo *XBee* responsável em captar os dados transmitidos pela bengala eletrônica foi configurado como coordenador da rede (*coordinator device*) no qual utilizou-se os parâmetros de configuração ilustrado na Figura 40.

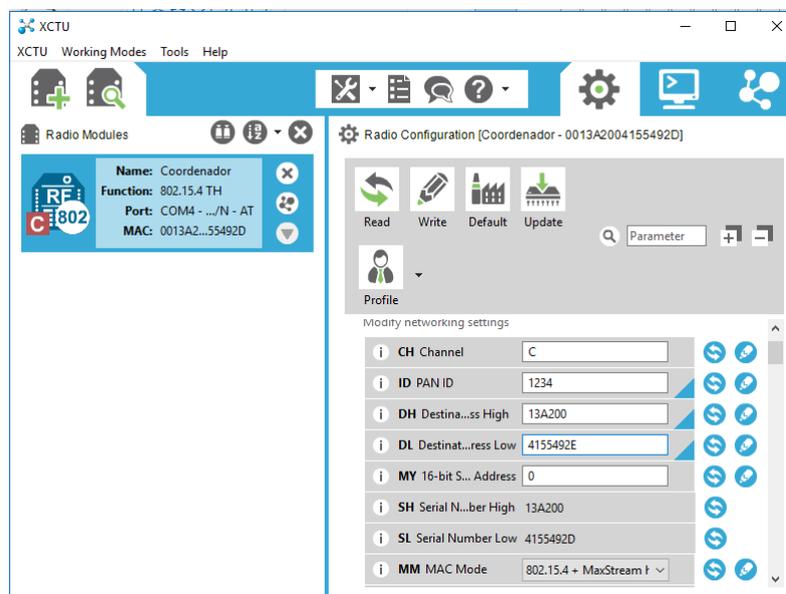


Figura 40 – Configuração dos parâmetros para o módulo *XBee coordinator device*.

3.5 ALGORITMO DE INSTRUMENTAÇÃO

Após o desenvolvimento dos módulos que compõem o sistema, iniciou-se a implementação do algoritmo de instrumentação a ser embarcado no Arduino Micro. Nessa etapa, realizou-se a integração dos módulos desenvolvidos anteriormente, acrescentando

a lógica de controle de funcionamento do sistema. Considerou-se os seguintes aspectos no desenvolvimento do algoritmo:

- A calibração da unidade de medida inercial deve estar integrada ao sistema;
- Sempre que o botão de intenção de movimento for pressionado, um novo referencial deve ser estabelecido, ou seja, ao iniciar o sistema, os ângulos de *roll*, *pitch* e *yaw* devem ser zerados e contabilizados a partir da posição da bengala nesse instante;
- O período de amostragem dos dados obtidos deve ser constante.

Levando em consideração os aspectos apresentados, desenvolveu-se o algoritmo ilustrado na Figura 41. Ao inicializar o sistema, o microcontrolador executa inicialmente uma rotina de configuração, na qual o módulo MPU9250 é configurado de acordo com a Seção 3.2, além disso, configura-se também as interrupções externa e por *timer*. As interrupções externas foram definidas para detectar o momento em que o botão B1 ou B2 forem pressionados. Já a interrupção por *timer* foi utilizada para enviar os dados obtidos pelo microcontrolador a uma taxa contante para a central do exoesqueleto. Após finalizar a rotina de configuração do sistema, o algoritmo fica aguardando o usuário pressionar o botão B1 ou B2.

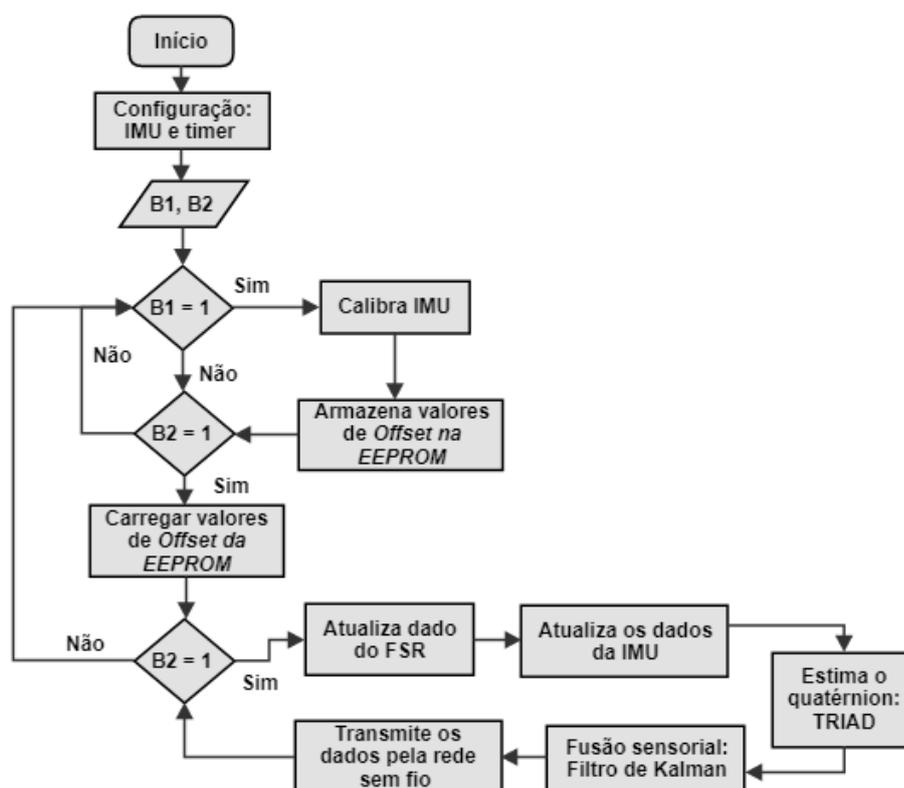


Figura 41 – Fluxograma do algoritmo embarcado no microcontrolador Arduino Micro

Caso o botão B1 seja pressionado, o sistema inicia o processo de calibração da IMU. Esse processo consiste em realizar uma série de etapas na qual o LED amarelo de sinalização indica o início e o fim de cada uma delas. A primeira etapa, trata-se da calibração do acelerômetro e do giroscópio, que consiste em realizar os seguintes procedimentos:

1. Posicionar a bengala perpendicular ao chão;
2. Aguardar o LED amarelo de sinalização piscar uma vez;
3. Manter a bengala estática nessa posição;
4. Aguardar LED amarelo de sinalização piscar duas vezes.

Durante o período em que a bengala é mantida estática, o algoritmo calcula o valor de *offset* para o acelerômetro e para o giroscópio conforme a Equação 3.1.

A segunda etapa, trata-se da calibração do magnetômetro. Como descrito na Seção 3.2, esse processo consiste em rotacionar a IMU em torno de dois eixos coordenados (y e z), dessa forma deve-se:

1. Posicionar a bengala perpendicular ao chão;
2. Aguardar o LED amarelo de sinalização piscar uma vez;
3. Rotacionar a bengala em torno do eixo Z até que o LED pisque duas vezes;
4. Posicionar a bengala paralela ao chão com o botão de intenção de movimento direcionado para cima;
5. Aguardar o LED amarelo de sinalização piscar uma vez;
6. Rotacionar a bengala em torno do eixo Z até que o LED pisque duas vezes;

Durante o processo de rotação da bengala é realizado o cálculo de ajuste para cada eixo do magnetômetro. Após realizar o procedimento descrito anteriormente, os valores de *offset* para cada sensor é armazenado na memória EEPROM do Arduino Micro (memória não volátil). O processo de calibração dura em torno de dois minutos e deve ser realizado por uma pessoa devidamente instruída quanto ao procedimento. As etapas de calibração com a bengala podem ser visualizadas por meio do seguinte endereço eletrônico: <https://youtu.be/OuEyWqgrlVY>. Uma observação a ser considerada é que o processo de calibração deve ser realizado sempre que o ambiente for alterado devido principalmente as interferências magnéticas a qual o magnetômetro é exposto.

Caso o botão B2 seja pressionado, o sistema carrega os valores de *offset* da memória EEPROM para variáveis locais. Em seguida os vetores de referência v_1 e v_2 do

algoritmo TRIAD são definidos por meio da média aritmética das 100 primeiras amostras do acelerômetro e do magnetômetro. Nesse contexto é importante que a bengala esteja posicionada perpendicular ao chão no momento em que B2 for pressionado. Por meio dos vetores v_1 e v_2 é calculado a matriz de referência que se mantém constante durante o período de marcha.

Após estabelecido a referência do sistema, inicia-se o processo da estimação dos ângulos de atitude e da força aplicada sobre a bengala. Esse processo ocorre dentro de um *loop* enquanto não houver novamente uma interrupção por B2. Dentro do *loop*, os vetores de observação do algoritmo TRIAD são definidos a cada interação por meio da atualização dos dados do acelerômetro e do magnetômetro. Sendo assim, calcula-se a matriz de observação do sistema e logo em seguida a matriz de atitude por meio da Equação 2.28. Essa matriz é utilizada para definir o quatérnio medido. Dessa forma, inicia-se a fusão sensorial do quatérnio medido com o quatérnio estimado pelos dados do giroscópio, utilizando o Filtro de Kalman. A saída do Filtro de Kalman é o quatérnio de rotação que é convertido em ângulos de Euler por meio da Equação 2.10 antes de ser transmitido para a central do exoesqueleto.

3.6 PROCESSO DE FABRICAÇÃO DA BENGALA ELETRÔNICA

Para prototipação do produto, optou-se por utilizar uma bengala convencional (tipo T) de alumínio, capaz de suportar até 100Kg. Para instrumentar a bengala foram realizadas algumas adaptações que serão descritas a seguir.

Indicador de intenção de movimento

O botão para indicar a intenção de movimento foi inserido no apoio de mão da bengala, próximo ao local onde o polegar do usuário é posicionado, de acordo com a Figura 42. Dessa maneira, o usuário pode facilmente pressionar o botão sempre que desejar iniciar ou parar o sistema.



Figura 42 – Posicionamento do botão que indica a intenção de movimento.

Posicionamento do sensor de força

O sensor FSR foi posicionado na ponteira de borracha da bengala. Para tanto, cortou-se a ponteira ao meio com uma serra e em seguida posicionou-se o sensor entre as partes cortadas. Feito isso, colou-se novamente as partes cortadas mantendo o sensor entre elas, de acordo com a Figura 43. Esse tipo de posicionamento evita-se danificar o sensor a longo prazo, uma vez que o dispositivo fica protegido contra agentes externos.



Figura 43 – Posicionamento do sensor de força.

Central eletrônica

Para alocar os componentes na bengala, foi desenvolvido no *software* Proteus 8.0 o *layout* da placa de circuito impressa (PCI), disponível no Anexo C. O processo de fabricação das trilhas da placa foi realizado em uma fresadora modelo LPKF ProtoMat S103 (Figura 44a), que foi disponibilizada pelo Instituto Federal de Brasília (IFB) - *Campus* Taguatinga, em parceria com a Universidade de Brasília. Após a fabricação da placa, os componentes eletrônicos foram alocados e soldados manualmente (Figura 44b).



(a) Máquina fresadora LPKF ProtoMat S103.



(b) Placa de circuito impressa.

Figura 44 – Fabricação da placa de circuito impresso.

Para proteger os componentes eletrônicos, desenhou-se uma caixa no *software SolidWorks* (Anexo D) que posteriormente foi fabricada na impressora Sethi3D com o material ABS. Para fixar a caixa na bengala utilizou-se duas braçadeiras de alumínio e parafusos de fixação. Para melhor manuseabilidade da bengala, o sistema foi alocado em sua parte superior conforme ilustra a Figura 45.



Figura 45 – Posicionamento da central eletrônica na bengala.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nessa seção são apresentados os resultados de campo obtidos pela bengala instrumentada, assim como sua eficiência e autonomia em modo de operação. É apresentado também o resultado de desempenho do sistema com relação a máxima frequência de amostragem dos dados obtidos.

4.1 RESULTADOS DE CAMPO

Para realizar os testes de campo foi demarcado uma trajetória retangular com 5m de comprimento e 2m de largura, na qual, o voluntário Fabian Prieto, com cerca de 60Kg, deveria seguir com o auxílio da bengala. O percurso foi realizado a uma velocidade média de 0,33m/s. Antes de iniciar o percurso, realizou-se a calibração da IMU de acordo com a Seção 3.5. O usuário foi instruído a pressionar o botão ao iniciar e ao parar a caminhada. Os dados foram coletados por meio de um computador remoto conectado ao módulo *XBee* receptor. Utilizou-se o *software* Matlab para armazenar os dados captados para serem posteriormente analisados.



Figura 46 – Percurso realizado durante o experimento.

Analisando os resultados obtidos (Figura 47) pode-se verificar que os ângulos de *roll* e *pitch* apresentam uma oscilação em torno de $\pm 20^\circ$ e $\pm 5^\circ$ respectivamente. Os resultados se assemelham aos apresentados por Sardini et al. (2014) e Hassan et al. (2014) em seus trabalhos. Em relação aos resultados para o ângulo de *yaw* é possível analisar graficamente o instante em que o usuário realiza as rotações durante o percurso. Essa análise foi realizada a partir de um vídeo gravado durante o experimento disponível no seguinte endereço eletrônico: <https://youtu.be/mwYUPFj9jiU>. Ao iniciar a caminhada (instante 5s), uma inclinação de aproximadamente 50° é imposta no ângulo de *yaw*. Observa-se

que esse valor permanece praticamente constante durante todo o circuito estabelecido. No instante 17s, o ângulo de *yaw* varia de -50° para -140° , momento exato que ocorre a primeira rotação de 90° para a esquerda. Após esse período, o usuário continua em linha reta até o instante 24s onde ocorre novamente uma rotação de 90° na mesma direção. Como o ângulo de *yaw* está mapeado em $\pm 180^\circ$, ao rotacionar -90° , o ângulo passa para o quadrante positivo correspondente ao ângulo de 130° . No instante 36s o usuário rotaciona 90° para a esquerda, no qual é possível verificar que o ângulo variou de 130° para 40° . Finalmente uma última rotação (90°) ocorre no instante 42s no qual o ângulo varia de 40° para -50° , valor este imposto pelo usuário no início da caminhada.

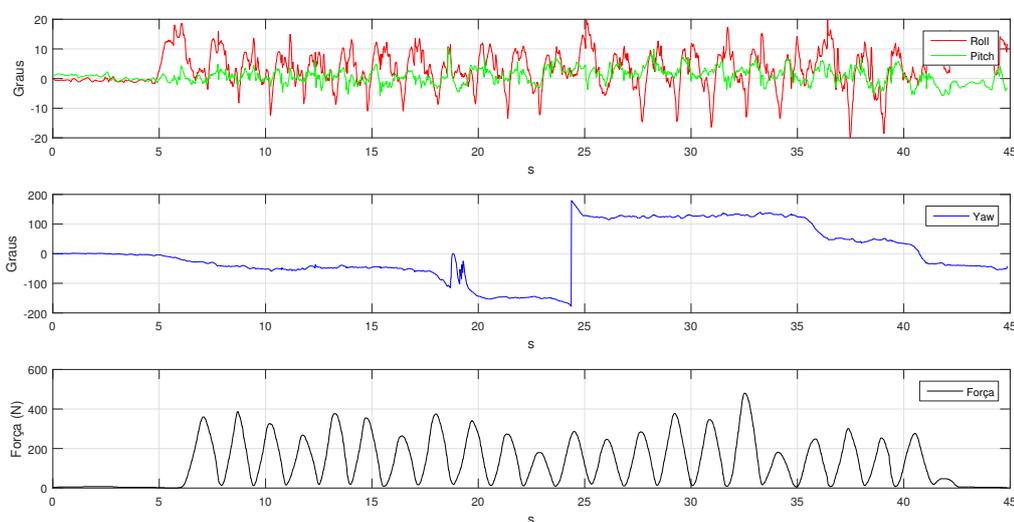


Figura 47 – Dados captados durante o período de marcha.

Analisando os dados de força axial aplicado sobre o instrumento pode-se inferir que foi aplicado uma força média de 130N sobre o instrumento, o que equivale cerca de 22% da massa corporal do paciente. Além disso pode-se notar nesse gráfico que o período de marcha estabelecido foi de aproximadamente 1,5 segundos.

4.2 EFICIÊNCIA E AUTONOMIA DO DISPOSITIVO

Finalizada as etapas de desenvolvimento, foram identificadas a autonomia e a taxa de amostragem do dispositivo. O consumo de corrente foi medido por meio do multímetro digital modelo ET-1002 da marca Minipa, onde pode ser constatado um consumo de 140mA considerando todos os dispositivos ligados (IMU, módulo *XBee*, microcontrolador e circuito de condicionamento de sinal). A bateria de 9V utilizada para alimentar o circuito é capaz de promover uma corrente de 450mA por hora. Dessa forma a autonomia do dispositivo gira em torno de três horas.

O período de amostragem foi inicialmente calculado via *software*, medindo o tempo gasto pelo microcontrolador para realizar uma interação dentro do *loop* (cerca de 0.0134s). De acordo com essa informação, foi considerado uma taxa de amostragem menor (70Hz) para garantir a informação no período estabelecido. Essa taxa foi definida utilizando a função de interrupção por *timer* no microcontrolador, na qual foi configurado um contador de estouro para um período de 0.014s. Para verificar se a taxa de amostragem estabelecida estava coerente, a cada interrupção do *timer*, foi gerado um pulso no pino digital quatro do Arduino Micro. O período entre um pulso e outro foi medido com o osciloscópio modelo MSO6104A da marca Agilent Technologies conforme a Figura 48, onde pode-se contatar a veracidade da informação.

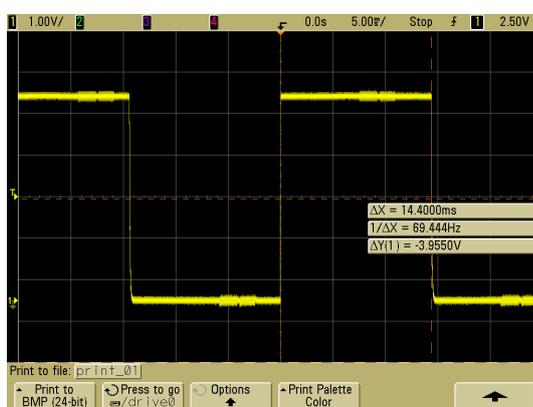


Figura 48 – Período de amostragem do sistema.

4.2.1 Interferência eletromagnética do motor na bengala eletrônica

Afim de avaliar a interferência magnética causada pelo motor na IMU, posicionou-se a bengala à uma distância de 20cm do motor, conforme ilustra a Figura 49.

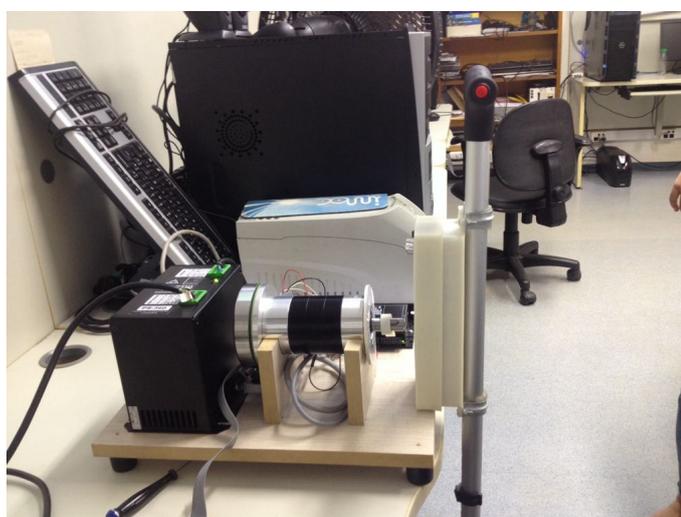


Figura 49 – Ensaio de interferência magnética causada pelo motor na IMU.

Com o motor parado, foram coletadas uma série de amostras dos ângulos de *roll*, *pitch* e *yaw* por cerca de 30s. Após isso, o motor foi ligado a uma velocidade 180rpm e novos dados dos ângulos de atitude foram obtidos. Os resultados desse ensaio pode ser observado na Figura 50.

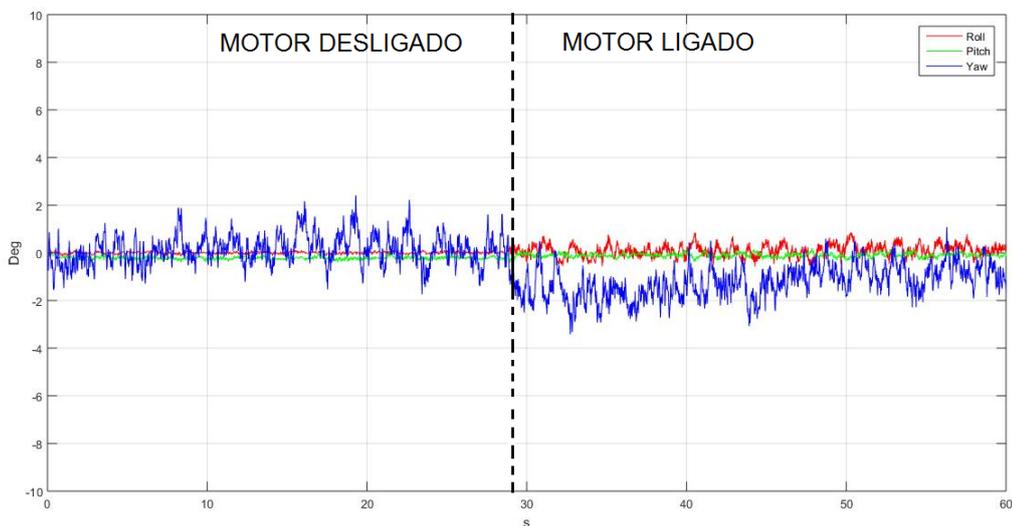


Figura 50 – Resultados do experimento de interferência magnética causada pelo motor na IMU.

Observa-se pela Figura 50 que uma pequena distorção ocorre após o período de 30s. Isso já era esperado tendo em vista que os dados do magnetômetro são influenciados por campos eletromagnéticos gerados pelo motor elétrico. Contudo é possível analisar pelo gráfico que a distorção causada no instrumento é mínima e que na prática os motores estarão ainda mais distante da bengala. Uma solução para trabalhos futuros seria desenvolver uma proteção metálica para blindar as interferências eletromagnéticas externas ao dispositivo.

5 CONCLUSÃO

Nesse trabalho foi desenvolvido a instrumentação de uma bengala capaz de coletar os dados de marcha de um paciente. A proposta do instrumento é que seja utilizada no controle de um exoesqueleto robótico aplicado para deficientes hemiplégicos. Foram utilizados os sensores: acelerômetro, giroscópio e magnetômetro para medir a atitude do instrumento durante o período de marcha. A técnica de fusão sensorial com o Filtro de Kalman foi aplicada para estimar os ângulos de Euler por meio de um modelo matemático linear usando os quatérnion. A bengala foi instrumentada também com um sensor de pressão para medir a força axial aplicada pelo usuário. Os dados coletados foram processados pelo microcontrolador Arduino Micro e transmitidos sem fio por meio do módulo *XBee*.

A metodologia aplicada no desenvolvimento do FK consistiu inicialmente em coletar os dados inerciais do módulo MPU9250 para serem posteriormente tratados no *software* Matlab. Foi necessário nessa etapa realizar inicialmente a calibração da IMU. A implementação do Filtro de Kalman no Matlab permitiu ajustar os parâmetros das matrizes utilizadas no algoritmo, poupando esforço na implementação em *hardware*. Analisando os resultados obtidos pela fusão sensorial, verificou-se a eficiência do algoritmo na atenuação do ruído gerado pelo acelerômetro e magnetômetro e na correção do erro de *drift* causado pelo giroscópio.

A curva característica do sensor de pressão foi levantada por meio de um experimento com uma máquina de compressão, no qual pode verificar que a resposta do circuito de condicionamento de sinal se aproximava de uma equação polinomial de segundo grau. A relação entre tensão e força estabelecida nesse experimento foi utilizada para estimar a força axial aplicada sobre o instrumento. Verificou-se nessa etapa de implementação ruído no sinal do FSR que foi solucionado por meio de um filtro de média móvel de tamanho 50.

Após implementar os módulos de instrumentação, embarcou-se o sistema no microcontrolador Arduino Micro. Nesse processo foram levados em consideração: a taxa de amostragem constante, um botão que indica a intenção de movimento e o módulo de calibração da IMU na bengala.

Finalizadas as etapas de desenvolvimento do sistema, pode-se alocar os componentes eletrônicos em uma bengala convencional. Foram realizados testes de campo com a bengala para validar a proposta do trabalho onde foi possível obter os primeiros resultados de marcha usando o dispositivo. Para trabalhos futuros, deve-se estudar materiais para blindar as interferências eletromagnéticas externas que chegam na unidade de medida inercial. A bengala proposta nesse trabalho poderá ser aplicada não somente ao exoes-

queleto robótico, mas também a outros trabalhos voltados na caracterização da marcha humana.

Referências

- AGUIRRE, L. A. *Introdução à identificação de sistemas -Técnicas lineares e não lineares aplicadas a sistemas: Teoria e Aplicação*. 2. ed. [S.l.]: UFMG, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 38 e 39.
- ARAÚJO, M. V. de. *Desenvolvimento de Uma Órtese Ativa Para os Membros Inferiores Com Sistema Eletrônico Embarcado*. Natal, Brasil: [s.n.], 2010. 83 p. Dissertação (Mestre em Engenharia Eletrônica), UFRN (Universidade Federal do Rio Grande do Norte). Citado na página 19.
- BERGMANN, J. H. M.; MAYAGOITIA, R. E.; SMITH, I. C. H. A portable system for collecting anatomical joint angles during stair ascent: a comparison with an optical tracking device. *Dynamic medicine*, London, UK, p. 7, 2009. Citado na página 20.
- CARVALHO, E. M. *Protótipo de um dispositivo para captura de movimentos dos membros superiores em tempo real usando sensores inerciais*. Uberlândia, Brasil: [s.n.], 2016. 73 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Engenharia Biomédica), UFU (Universidade Federal de Uberlândia). Citado 4 vezes nas páginas 9, 26, 27 e 29.
- CHE O. KWON, J. S. J. P. D. *Design of Multipurpose Sensing System for Human Gait Analysis*. Busan, Korea: [s.n.], 2006. 1168–1173 p. SICE-ICASE International Joint Conference. Citado na página 20.
- CHEN, C.-L. et al. "temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke ". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 82, n. 1, p. 43 – 48, 2001. ISSN 0003-9993. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999301269937>>. Citado na página 58.
- COSTA, M. S. M. *Controle de Veículos Aéreos Quadrrrotores Uso de Filtros de Kalman para Minimização de Erros na Unidade de Medida Inercial*. Rio de Janeiro, Brasil: [s.n.], 2014. 211 p. Dissertação (Mestre em Engenharia Mecânica), PUC-RIO (Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro). Citado na página 28.
- CRASTO, R. V. P. de. *MAGNETÔMETRO DE FLUXO SATURADO (FLUXGATE) EM ARRANJO GRADIOMÉTRICO PARA DETECÇÃO DE DUTOS E CABOS*. Rio de Janeiro, Brasil: [s.n.], 2003. 62 p. UFRJ (Universidade Federal do Rio de Janeiro). Citado na página 30.
- CULMER, P. R. et al. An instrumented walking aid to assess and retrain gait. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 19, n. 1, p. 141–148, Feb 2014. ISSN 1083-4435. Citado na página 25.
- DOEBELIN, E. O. *Measurement Systems Application and Design*. [S.l.]: China Machine Print, 2003. v. 1 and 2. (Mcgraw-Hill Series in Mechanical Engineering, v. 1 and 2). ISBN 0070173389. Citado 6 vezes nas páginas 9, 28, 29, 30, 41 e 42.
- ERGEN, S. C. *ZigBee/IEEE 802.15.4 Summary*. 2004. Disponível em: <<http://home.iitj.ac.in/~ramana/zigbee.pdf>>. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 45.

FEYS, H. M. et al. Effect of a Therapeutic Intervention for the Hemiplegic Upper Limb in the Acute Phase After Stroke : A Single-Blind , Randomized , Controlled Multicenter Trial. *American Heart Association*, p. 1–19, 1998. Citado na página 19.

GRAZIERA LOPES, T. O problema da determinação da atitude através da observação de dois vetores – uma descrição do algoritmo triad e sua matriz de covariância. *Semina: Ciências Exatas e Tecnológicas*, Londrina, Brasil, v. 28, n. 1, p. 21–36, 2007. Citado na página 37.

HASSAN, M. et al. Wearable Gait Measurement System With an Instrumented Cane for Exoskeleton Control. *Sensors*, Saitama, Japan, v. 14, n. 1, p. 1705–1722, 2014. ISSN 14248220. Citado 6 vezes nas páginas 9, 20, 21, 25, 26 e 71.

HERR, H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Massachusetts, USA, v. 6, p. 21, 2009. ISSN 1743-0003. Citado na página 19.

IBGE, I. B. d. G. e. E. *CENSO DEMOGRÁFICO 2010. Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência*. 2010. Disponível em: <http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/periodicos/94/cd_2010_religiao_deficiencia.pdf>. Citado na página 19.

INTERNATIONAL, D. Disponível em: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Wireless/Zigbee/ds_xbeezbmodules.pdf>. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 63.

INVENSENSE. *MPU-9250 Product Specification Revision 1.1*. Disponível em: <<https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf>>. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 45.

KALMAN, R. E. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of basic Engineering*, v. 82, n. 1, p. 35–45, 1960. Citado na página 38.

KEMPE, V. *Inertial MEMS Principles and Practice*. 1nd edition. ed. New York: Cambridge University Press,, 2011. Citado na página 27.

KIM, P. *Kalman filter for beginners: with matlab examples*. [S.l.]: Createspace Independent Publishing Platform, 2011. Citado 4 vezes nas páginas 9, 40, 41 e 54.

KUAN, T. S.; TSOU, J. Y.; SU, F. C. Hemiplegic gait of stroke patients: The effect of using a cane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 80, n. 7, p. 777–784, 1999. ISSN 00039993. Citado na página 20.

KUIPERS, J. B. *Quaternions and rotation sequences*. [S.l.]: Princeton University Press, 1998. ISBN 9780691058726,0691058725. Citado na página 33.

LIMA, J. J. et al. *Dispositivo para Análise Dinâmica da Marcha Humana Utilizando Sensores Inerciais MEMS*. Ponta Grossa, Brasil: [s.n.], 2013. In: Encontro de Engenharia e Tecnologia dos Campos Gerais, 8. Citado na página 27.

LIMA, S. R. S. *Integração GPS/INS utilizando sensores inerciais baseados em sistemas microeletromecânicos (MEMS)*. Curitiba, Brasil: [s.n.], 2005. 136 p. Tese (Doutor em Ciências), UFPR (Universidade Federal do Paraná). Citado na página 26.

- LIU, T.; INOUE, Y.; SHIBATA, K. A wearable ground reaction force sensor system and its application to the measurement of extrinsic gait variability. *Sensors (Switzerland)*, Kami, Japan, v. 10, n. 11, p. 10240–10255, 2010. Citado na página 20.
- LUINGE, H. J.; VELTINK, P. H. Inclination Measurement of Human Movement Using a 3-D Accelerometer with Autocalibration. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 12, n. 1, p. 112–121, 2004. ISSN 1534-4320. Citado na página 20.
- MASSOCO, D. Z. S.; LUCINIO, L. A.; SANTOS, R. M. dos. *Hemiplegia: uma revisão bibliográfica*. Jaú, Brasil: [s.n.], 2013. In: Encontro Científico do GEPro (Grupo de Estudo de Produção, 3). Disponível em: <<http://geprofatecjahu.com.br/anais/2013/24.pdf>>. Citado na página 19.
- MELO, H. Y. K. A. A. de. FILTRAGEM DE SINAIS DO ACELERÔMETRO PELA DIFUSÃO ANISOTRÓPICA. p. 1–6, 2004. Citado na página 30.
- MERRETT, G. V. et al. Augmenting forearm crutches with wireless sensors for lower limb rehabilitation. *Measurement Science and Technology*, v. 21, n. 12, p. 124008, 2010. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0957-0233/21/i=12/a=124008>>. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 24.
- MORI, A. M. *O uso de sistema inercial para apoiar a navegação autônoma*. São Paulo, Brasil: [s.n.], 2013. 180 p. Dissertação (Mestre em Ciências), Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Citado na página 27.
- NORRIS, M. Single-chip zigbee for indoor mobile telemetry. In: *The IEE Seminar on Telemetry and Telematics 2005. (Refl No. 2005/11009)*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 10/1–10/4. ISSN 0537-9989. Citado na página 45.
- OZYAGCILAR, T. *Implementing a Tilt-Compensated eCompass using Accelerometer and Magnetometer Sensors*. 2015. Freescale Semiconductor. Disponível em: <https://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN4248.pdf>. Citado na página 36.
- PATRÃO, S. M. C. *Ferramenta de Teste e Validação para Algoritmos de Fusão Sensorial*. Coimbra, Brasil: [s.n.], 2015. 90 p. Dissertação (Mestre em Instrumentação Biomédica), ISEC (Instituto Superior de Engenharia de Coimbra). Citado na página 31.
- PINTO, J. F. *Magnetômetro por Efeito Hall*. Recife, Brasil: [s.n.], 2010. 96 p. Dissertação (Mestre em Física), UFPE (Universidade Federal do Pernambuco). Citado na página 30.
- PRIETO, F. B. et al. A study of attitude and heading determination through an ekf-based sensor fusion for inertial measurement units (imus). *24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering*, Curitiba, Brasil, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 52.
- RANA, N. K. Application of force sensing resistor (fsr) in design of pressure scanning system for plantar pressure measurement. v. 2, p. 678–685, Dec 2009. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 43.

- REHBINDER, H.; HU, X. *Drift-free attitude estimation for accelerated rigid bodies*. 2001. 4244–4249 vol.4 p. Citado na página 20.
- SANTOS, A. F. dos. Paralisia Cerebral : Uma Revisão Da Literatura. *Unimontes Científica*, Montes Claros (MG), Brasil, v. 16, n. 2, p. 67–82, 2014. Disponível em: <<http://www.ruc.unimontes.br/index.php/unicientifica/article/viewFile/272/308>>. Citado na página 19.
- SARDINI, E. et al. Wireless instrumented crutches for force and tilt monitoring in lower limb rehabilitation. *Procedia Engineering*, v. 87, n. Supplement C, p. 348 – 351, 2014. ISSN 1877-7058. EUROSENSORS 2014, the 28th European Conference on Solid-State Transducers. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705814028677>>. Citado 4 vezes nas páginas 9, 24, 25 e 71.
- SARTORETTO, M. L.; BERSCH, R. *Assistiva Tecnologia e Educação*. 2014. Disponível em: <<http://www.assistiva.com.br/tassistiva.html>>. Citado na página 19.
- SILVA, C. P. da. *Aplicação de Algoritmos Evolutivos na Calibração de Sensores Inerciais MEMS*. Londrina, Brasil: [s.n.], 2016. 147 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Engenharia Elétrica), UEL (Universidade Estadual de Londrina). Citado 2 vezes nas páginas 31 e 51.
- SPONG SETH HUTCHINSON, M. V. M. W. *Robot Modeling and Control*. [S.l.]: Wiley, 2005. ISBN 0471649902,9780471649908. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 32.
- TEIXEIRA-SALMELA, F. L. et al. Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. *Acta Fisiátrica*, Minas Gerais, Brasil, v. 7, n. 72, p. 67–73, 2000. ISSN 0104-7795. Citado na página 19.
- TEKSCAN. Disponível em: <<https://www.tekscan.com/sites/default/files/resources/FLX-%20A401-%20B.pdf>>. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 59.
- TEXEIRA, E. *Biblioteca I2C para FRDM-KL25Z*. 2017. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/biblioteca-i2c-para-frdm-kl25z/>>. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 44.
- TITTERTON, D. H.; WESTON, J. L. *Strapdown Inertial Navigation Technology*. 2nd edition. ed. [S.l.]: The Institution of Electrical Engineers, 2004. Citado 4 vezes nas páginas 9, 28, 29 e 35.
- UFRGS. *Magnetômetro - Funcionamento*. Disponível em: <<http://cta.if.ufrgs.br/attachments/322/funcionamento-sensor.jpg>>. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 31.
- VIDA, J. B. da. *Implementação em sistema embarcado de método para estimação de orientação utilizando filtro de Kalman, sensores inerciais e magnetômetro*. São Paulo, Brasil: [s.n.], 2016. 93 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Engenharia Elétrica), Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo. Citado na página 55.
- WINER, K. *Simple and effective magnetometer calibration*. 2015. Disponível em: <<https://github.com/kriswiner/MPU6050/wiki/Simple-and-Effective-Magnetometer-Calibration>>. Citado na página 51.

- WU, G. et al. Gait Phase Prediction for Lower Limb Exoskeleton. *IEEE International Conference of Information and Automation*, Ningbo, China, n. 2015, p. 19–24, 2016. Citado na página 20.
- ZHOU, Z. et al. Preliminary Evaluation of Gait Assistance During Treadmill Walking with A Light-weight Bionic Knee Exoskeleton. *IEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Qingdao, China, p. 1173–1178, 2016. Citado na página 20.
- ZHU, R.; ZHOU, Z. A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 12, n. 2, p. 295–302, 2004. ISSN 15344320. Citado na página 20.

Anexos

ANEXO A – Desenho em CAD das peças utilizados na máquina de compressão Instron

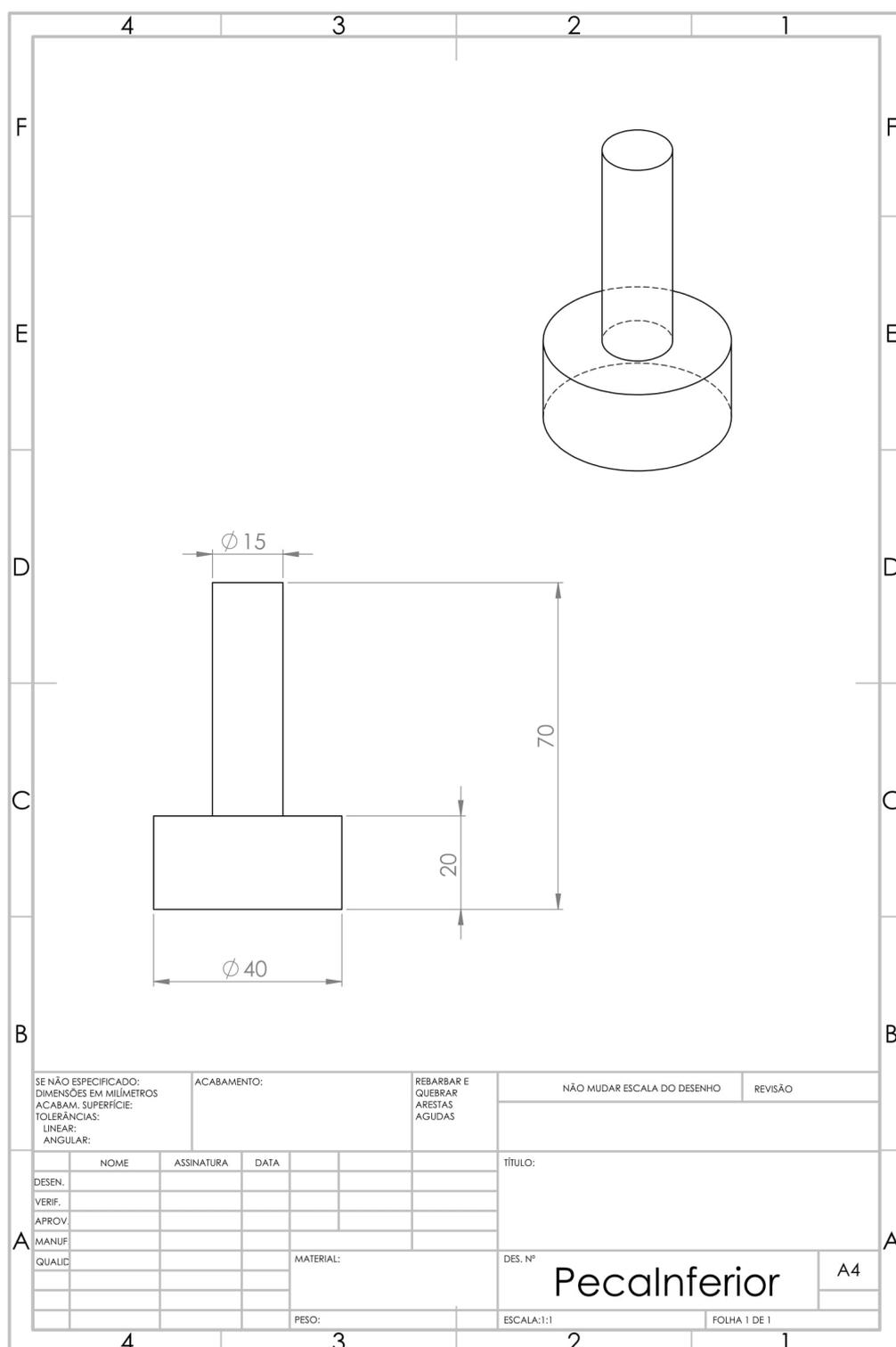


Figura 51 – Desenho e dimensionamento da peça inferior utilizada para apoiar o sensor FSR.

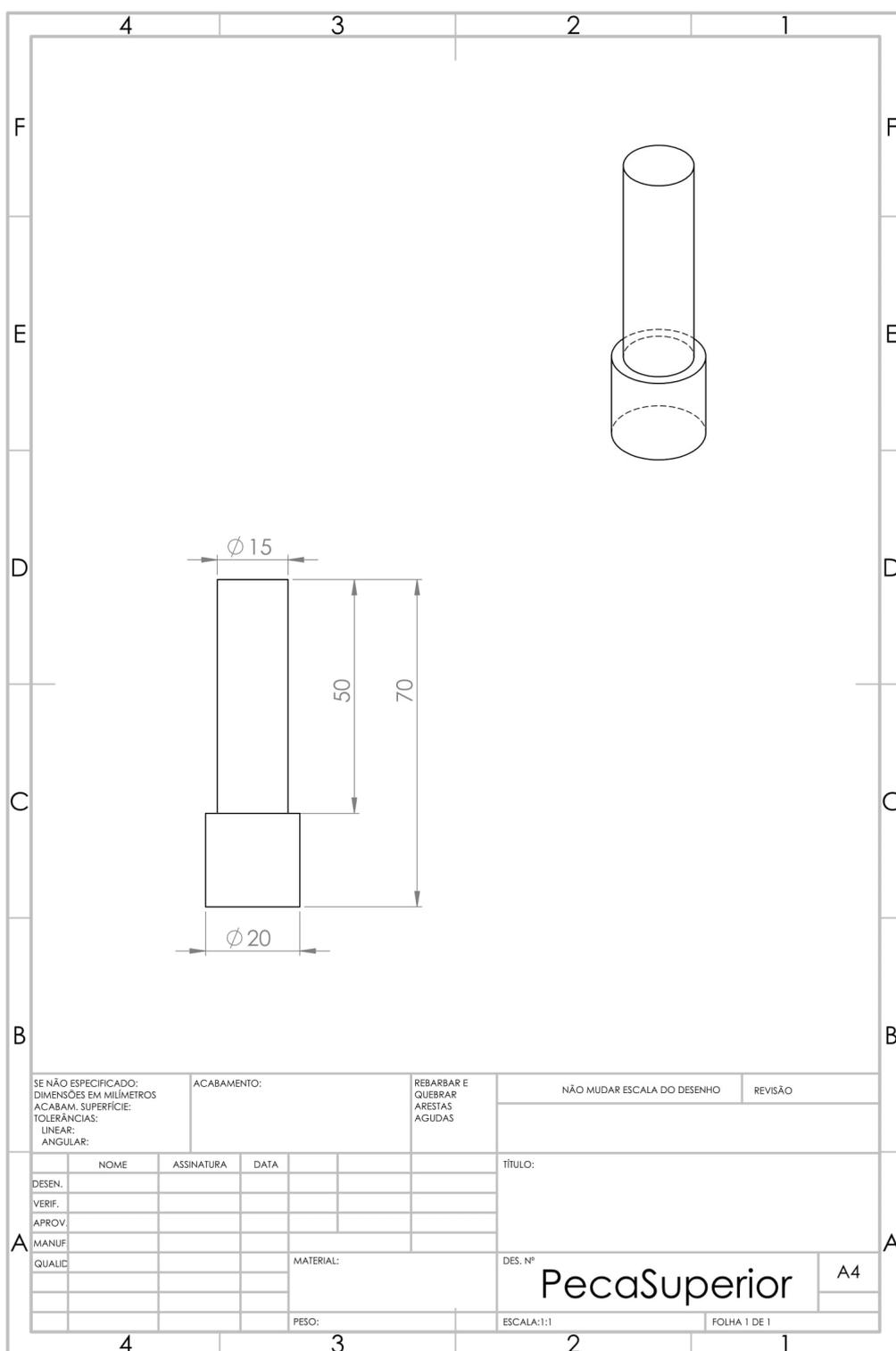


Figura 52 – Desenho e dimensionamento da peça superior utilizada para pressionar o sensor FSR.

ANEXO B – Resultados obtidos no ensaio de compressão na área ativa do sensor de força.

Tabela 8 – Dados coletados para o primeiro experimento realizado com o sensor FSR.

EXPERIMENTO 01	
Força (N)	Tensão (V)
0	0,00
10	0,14
20	0,28
30	0,41
40	0,56
50	0,67
60	0,79
70	0,9
80	1,02
90	1,1
100	1,22
110	1,31
120	1,42
130	1,58
140	1,65
150	1,71
160	1,82
170	1,92
180	1,98
190	2,08
200	2,14
210	2,23
220	2,3
230	2,36
240	2,42
250	2,49
260	2,6
270	2,68
280	2,73
290	2,79
300	2,81

Tabela 9 – Dados coletados para o segundo experimento realizado com o sensor FSR.

EXPERIMENTO 02	
Força (N)	Tensão (V)
0	0,00
10	0,05
20	0,21
30	0,36
40	0,51
50	0,66
60	0,79
70	0,9
80	1,02
90	1,11
100	1,22
110	1,36
120	1,44
130	1,55
140	1,65
150	1,75
160	1,85
170	1,93
180	2,04
190	2,13
200	2,21
210	2,28
220	2,35
230	2,42
240	2,46
250	2,57
260	2,65
270	2,68
280	2,73
290	2,78
300	2,86

Tabela 10 – Dados coletados para o terceiro experimento realizado com o sensor FSR.

EXPERIMENTO 03	
Força (N)	Tensão (V)
0	0,00
10	0,06
20	0,22
30	0,37
40	0,51
50	0,66
60	0,76
70	0,9
80	1,02
90	1,14
100	1,23
110	1,35
120	1,46
130	1,58
140	1,64
150	1,75
160	1,83
170	1,94
180	2,03
190	2,08
200	2,19
210	2,3
220	2,37
230	2,44
240	2,54
250	2,58
260	2,63
270	2,72
280	2,73
290	2,83
300	2,85

ANEXO C – Esquemático e *layout* da placa de circuito impresso.

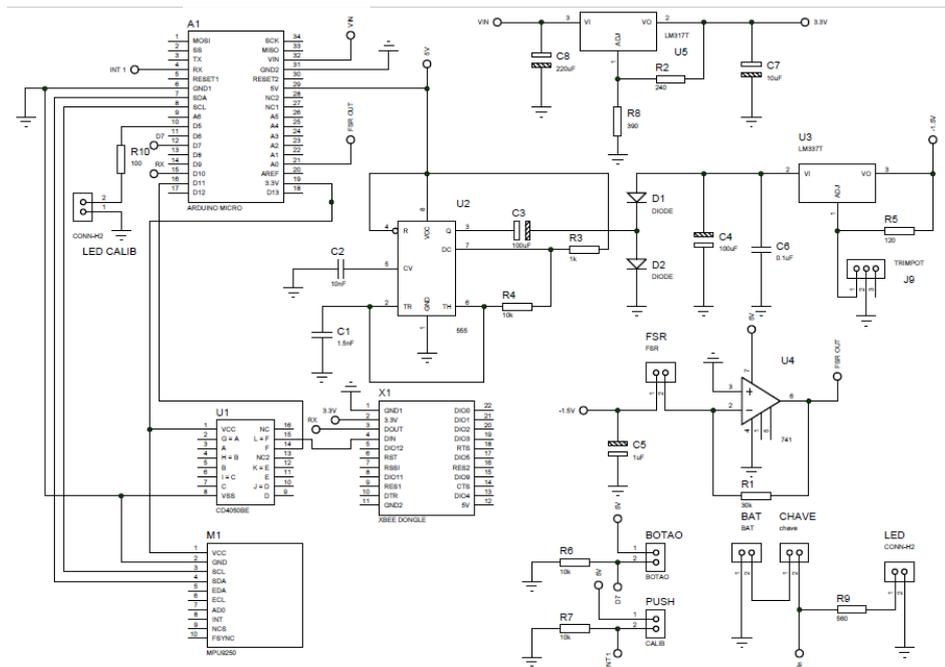


Figura 53 – Esquemático de ligação do circuito de instrumentação da bengala eletrônica.

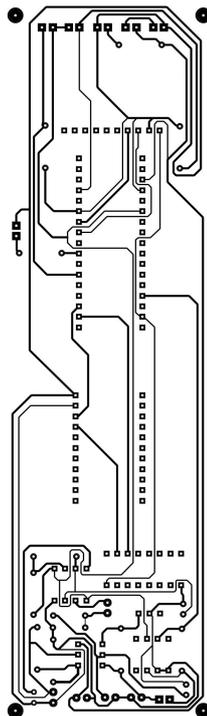


Figura 54 – *Layout* da placa de circuito impresso.

ANEXO D – Desenho em CAD da caixa de proteção do circuito

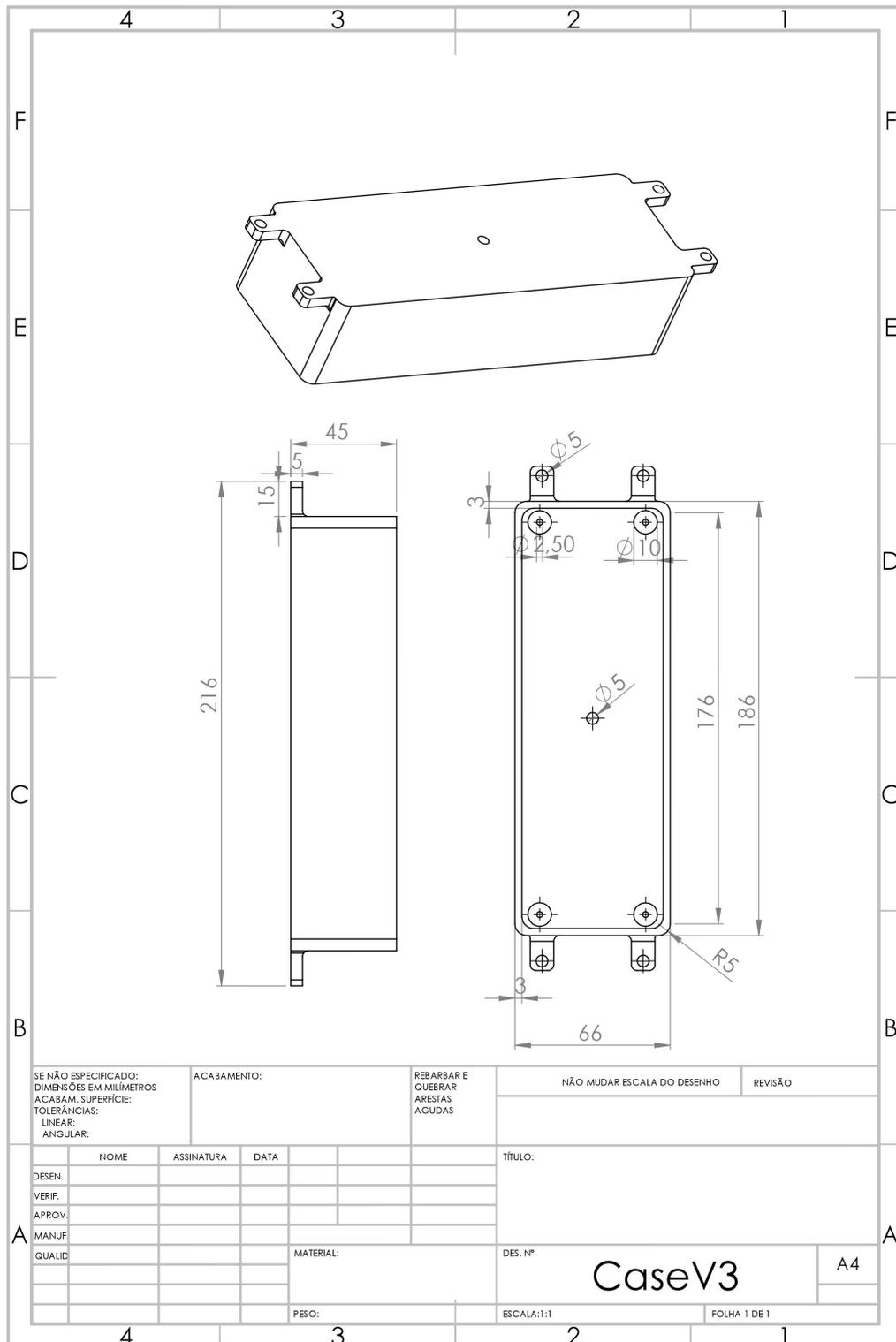


Figura 55 – Desenho e dimensionamento da caixa de proteção do circuito eletrônico.

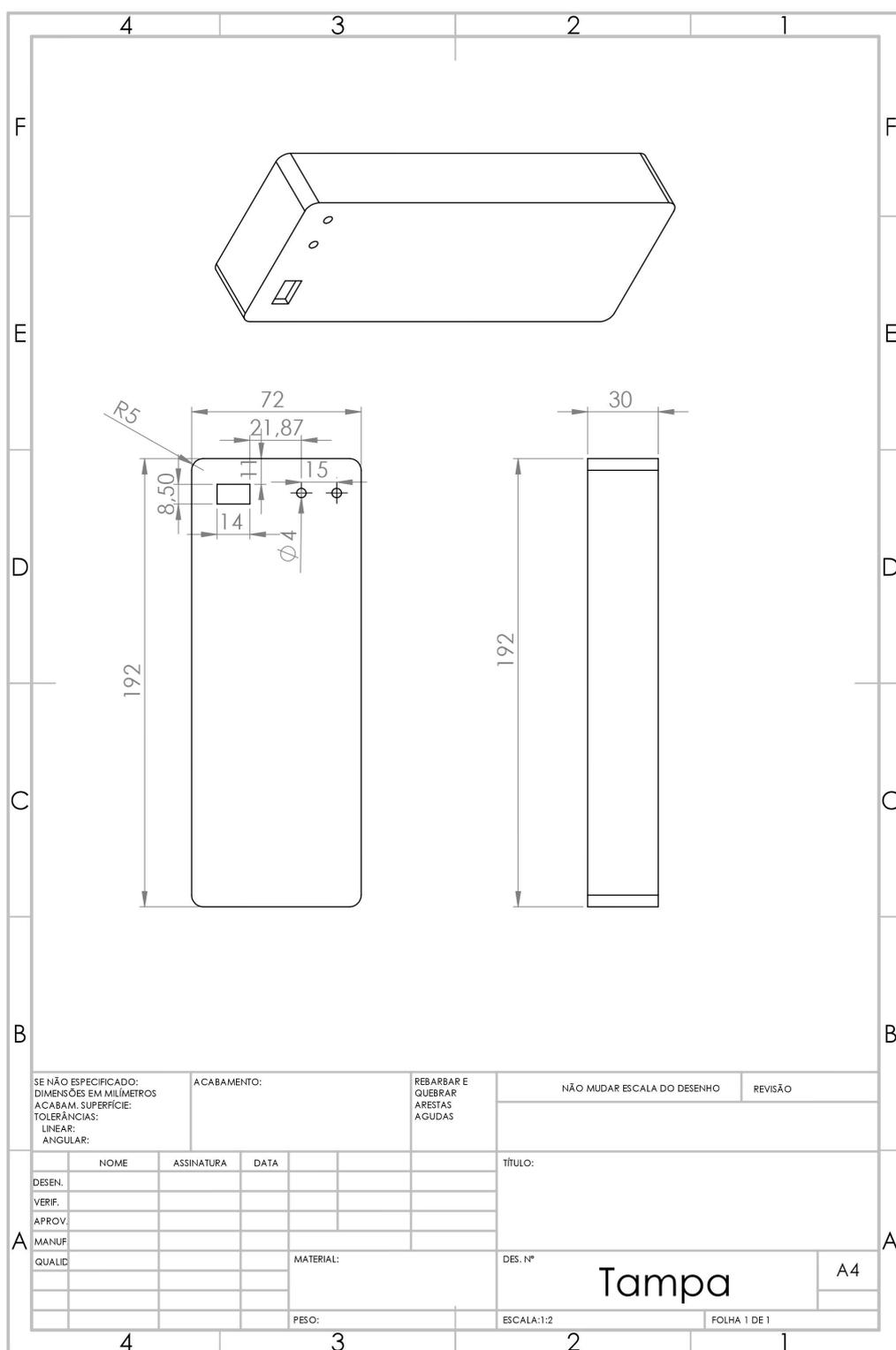


Figura 56 – Desenho e dimensionamento da tampa da caixa de proteção.

ANEXO E – Códigos de simulação e implementação

Link do *GitLab*: <https://gitlab.com/Henrique94/HenriqueGoncalvesTCC2.git>