



**Universidade de Brasília - UnB**  
**Faculdade UnB Gama - FGA**  
**Engenharia Eletrônica**

**INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA EM MULETA CANADENSE:  
MONITORAMENTO DINÂMICO DE FORÇA E ATITUDE**

**Autores: Jackson Paz Bizerra de Souza**  
**Orientadora: Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa**  
**Coorientador: MSc. José Henrique de Oliveira**

**Brasília, DF**  
**2018**



**JACKSON PAZ BIZERRA DE SOUZA**

**INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA EM MULETA CANADENSE:  
MONITORAMENTO DINÂMICO DE FORÇA E ATITUDE**

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 .

Orientadora: Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: MSc. José Henrique de Oliveira

**Brasília, DF**

**2018**

**CIP – Catalogação Internacional da Publicação \***

SOUZA, Jackson Paz B. de.

INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA EM MULETA CANADENSE: MONITORAMENTO DINÂMICO DE FORÇA E ATITUDE/  
Jackson Paz Bizerra de Souza. Brasília: UnB, 2018. 43 p. : il. ; 29,5 cm.

Monografia (Graduação) - Universidade de Brasília Faculdade do Gama, Brasília, 2018. Orientação: Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa.

1. Muleta Canadense. 2. Tecnologia Assistiva. 3. Instrumentação Eletrônica. I. ROSA, Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury. II. INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA EM MULETA CANADENSE: MONITORAMENTO DINÂMICO DE FORÇA E ATITUDE.

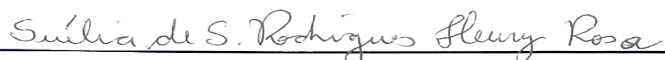
CDU Classificação XXX



**INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA EM MULETA  
CANADENSE: MONITORAMENTO DINÂMICO DE FORÇA E  
ATITUDE**

**Jackson Paz Bizerra de Souza**

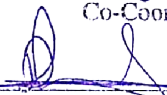
Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 07/12/2018 apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:



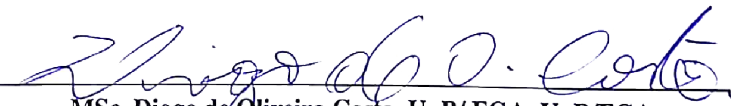
**Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, UnB/FGA**  
Orientador



**MSc. José Henrique de Oliveira, UnB/FGA**  
Co-Coorientador



**MSc. Danilo dos Santos Oliveira, UnB/ FGA, UnB/FGA**  
Membro Convidado



**MSc. Diogo de Oliveira Costa, UnB/ FGA, UnB/FGA**  
Membro Convidado

Brasília, DF  
2018

## AGRADECIMENTOS

Á Deus, pela força e saúde concedidos ao longo desses anos em que infinitas vezes pensei em desistir, mas a Sua mão me guiou para o triunfo.

Aos meus pais, Joaquim de Souza e Geralda Paz, princípio de conhecimento e ensinamento para a minha vida, em seus sacrifícios e dificuldades proveram um sonhador.

Minhas garotas que tanto amo, minha amada esposa Juliana Xavier e minha primogênita Bianca Paz, por vocês sou quem eu sou, vocês foram o grande motivo e inspiração para eu estar aqui.

A professora Orientadora Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa pelo seu enorme ensinamento e entendimento no desenvolvimento desta obra, profissional da educação de caráter e compaixão.

À meu irmão e coorientador MSc. José Henrique que ajudou com a implementação e andamento deste projeto, aos meus outros irmãos MSc. Danilo dos Santos e Diogo de Oliveira, sem vocês este projeto nunca se completaria. Aos grandes amigos que a engenharia me concedeu Angélica Oliveira, Hallana Rayssa, Micael Felisberto, Wannbaster dos Reis, Thiago de Oliveira, Ludmille Costa.

Ao professor Dr. Renato Coral por ter cedido o sensor FSR de suma importância para esse trabalho.

Aos servidores e terceirizados que zelam pela universidade, toda minha gratidão, e ainda, a Universidade de Brasília que me proporcionou estudo e conhecimento além do imaginável e tangível.

Agradeço a todos!

*“Veni. Vidi. Vici”*  
*(“Vim, vi, venci”)*  
*(Júlio César, Imperador Romano)*

## RESUMO

No cotidiano humano se insere lesões patológicas ou de dano físico, neste contexto pacientes com lesões em membros inferiores passam pelo uso da tecnologia assistiva, dentre ela, podemos citar o uso da muleta canadense, para reabilitação ou minimização dos efeitos oriundos de debilidades físicas. Ainda que adaptada, o uso por tempo prolongado e de forma incorreta geram danos devido a cargas excessivas aos membros superiores dos usuários. Estas consequências são, geralmente, mensuradas de forma visual e qualitativa pelos profissionais da área de saúde. O trabalho aqui apresentado tem por finalidade fornecer dados quantitativos relacionado ao uso de muletas do tipo canadense, estes dados serão a força aplicada no apoio de braço à superfície de contato, ângulo da muleta em relação a seu eixo de origem. Para aquisição destes dados foram usados sensores modulares de magnômetro, giroscópico e acelerômetro, todos em uma plataforma de circuito impresso com o microcontrolador ATmega328, viabilizando o baixo custo de projeto. Os resultados apresentados neste trabalho são: a variação dinâmica de força na ordem de  $0kgf$  à aproximadamente  $50kgf$  foi mensurada pelo sensor FSR indicando a convergência dos dados com o referencial teórico, outra contribuição inovadora deste trabalho se dar pelo geoposicionamento da muleta no espaço durante o deambular do usuário, indicado pelos ângulos de Euler. Por fim, o sistema a ser implementado tem por finalidade a pesquisa de forma exploratória do uso da muleta do tipo canadense referente a resposta durante a marcha e consequente armazenamento do dados de demabular do usuário, proporcionando de forma geral o mapeamento desta.

**Palavras-chave:** Muleta Canadense. Tecnologia Assistiva. Instrumentação Eletrônica. Microcontrolador. IMU.

## ABSTRACT

In the human daily routine, pathological lesions or physical damage are included. In this context, patients with lesions on the lower limbs pass through the use of assistive technology. Among them, we can mention the use of the Canadian crutch for rehabilitation or minimization of the effects of physical weaknesses. Although adapted, the use for prolonged time and of incorrect form generate damages due to excessive loads to the superior members of the users. These consequences are usually measured visually and qualitatively by health professionals. The purpose of the present study is to provide quantitative data related to the use of Canadian type crutches. These data will be the force applied to the cradle to the contact surface, angle of the crutch relative to its axis of origin. For the acquisition of this data were used magnetometer, gyroscopic and accelerometer modular sensors, all in a printed circuit platform with the microcontroller ATmega328, allowing the low design cost. The results presented in this work are: the dynamic variation of force in the order of  $0kgf$  to approximately  $50kgf$  was measured by the FSR sensor indicating the convergence of the data with the theoretical reference, another innovative contribution of this work is given by the gearing of the crutch in the space during the user's wandering, indicated by Euler's angles. Finally, the system to be implemented has the purpose of exploratory exploration of the use of the Canadian type crutch in response to walking and consequent storage of the user's deambular data, generally providing the mapping of the user.

**Key-words:** Lofstrand. Assistive Technology. Instrument Eletronic. Microcontrolador. IMU.



# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1	MOTIVAÇÃO	1
1.2	OBJETIVOS DO TRABALHO	3
1.3	APRESENTAÇÃO DO DOCUMENTO	3
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>4</b>
2.1	REFERENCIAL TEÓRICO	4
2.2	CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA	6
2.3	MULETAS	9
2.3.1	Muleta Canadense	9
2.4	BOAS PRÁTICAS DE FABRICAÇÃO	10
2.5	PLATAFORMA DE PROTOTIPAGEM ELETRÔNICA DE HARDWARE	11
2.6	SENSORES UNIDADE DE MEDIDA INERCIAL	12
2.6.1	Acelerômetro	12
2.6.2	Giroscópio	13
2.6.3	Magnetômetro	15
2.7	SENSOR FORÇA RESISTIVA	16
2.8	SISTEMA DE REFERENCIAL DE ATITUDE E DIREÇÃO	16
2.9	MATRIZES DE ROTAÇÃO COM ÂNGULOS DE EULER E QUARTÊNIONS	17
2.9.1	Matrizes De Rotação Com Ângulos De Euler- Bryant	18
2.9.2	Quarténions	20
2.10	PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO	23
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>24</b>
3.1	PROCESSOS DE FABRICAÇÃO	24
3.2	PROJETO DE CIRCUITO ELETRÔNICO	25
3.2.1	Placa de Circuito Impresso	25
3.3	CALIBRAÇÃO DO FSR	27
3.3.1	Metodologia de calibração do FSR	28
3.4	CALIBRAÇÃO DO SENSOR IMU	28
3.4.1	Módulo IMU	29
3.4.2	Calibração	30
3.5	PROTOCOLO DE ARMAZENAMENTO DE DADOS	31
3.6	METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL	31
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E ANÁLISES</b>	<b>33</b>
4.1	PROJETO CIRCUITO ELETRÔNICO E PCI	33
4.2	VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL DOS DADOS DE FORÇA	34
4.3	ARMAZENAMENTO DE DADOS	34

4.4	MONITORAMENTO DINÂMICO DE FORÇA . . . . .	35
4.5	MONITORAMENTO DINÂMICO DE ATITUDE . . . . .	37
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS . . . . .</b>	<b>39</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS . . . . .</b>	<b>41</b>

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Muleta Instrumentada. . . . .	4
Figura 2 – Ciclo de Marcha Assistida . . . . .	5
Figura 3 – Bengala instrumentada para reabilitação de membros inferiores . . . . .	6
Figura 4 – Tipos de marcha com muletas. . . . .	7
Figura 5 – Ciclo de Marcha Assistida . . . . .	8
Figura 6 – Manguito antebraço da muleta canadense, adaptado. . . . .	9
Figura 7 – Dimensões Características, adaptado ISO (ISO11334-1, 2007). . . . .	10
Figura 8 – Pinagem ATmega328, adaptado Atmel. . . . .	11
Figura 9 – Acelerômetro piezoresistivo . . . . .	13
Figura 10 – Acelerômetro capacitivo . . . . .	13
Figura 11 – Acelerômetro capacitivo . . . . .	14
Figura 12 – Acelerômetro capacitivo . . . . .	14
Figura 13 – Acelerômetro capacitivo . . . . .	15
Figura 14 – Efeito Hall . . . . .	16
Figura 15 – Sensor Resistivo . . . . .	16
Figura 16 – Roll, Pitch e Yaw . . . . .	17
Figura 17 – Ângulos de Euler . . . . .	18
Figura 18 – Fluxograma Eletrônico . . . . .	23
Figura 19 – Sistema mecânico . . . . .	25
Figura 20 – Fluxograma Eletrônico . . . . .	26
Figura 21 – PCI . . . . .	26
Figura 22 – Circuito Condicionador . . . . .	27
Figura 23 – Gráfico Calibração . . . . .	29
Figura 24 – Sensor BNO055 . . . . .	29
Figura 25 – Sensor BNO055 esquemático . . . . .	30
Figura 26 – cartão SD . . . . .	31
Figura 27 – PCI . . . . .	33
Figura 28 – Curvas . . . . .	35
Figura 29 – Armazenamento dos dados . . . . .	35
Figura 30 – Monitoramento dinâmico de força . . . . .	36
Figura 31 – Referência dos eixos cartesianos para os ângulos de Euler. . . . .	37
Figura 32 – Monitoramento dinâmico de atitude . . . . .	38

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados correlacionando amostra por força. . . . .	28
---	----

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 MOTIVAÇÃO

Tecnologia Assistiva (TA) é o termo utilizado para um conjunto multidisciplinar de recursos com a finalidade de melhorar a qualidade de vida das pessoas que possuem limitações motoras, minimizando as debilidades funcionais. Profissionais de áreas como fisioterapia, terapia ocupacional, engenharia e design desenvolvem os recursos assistivos, que variam desde sistemas computadorizados, como softwares especiais, até sistemas eletromecânicos (BERSCH, 2017).

O auxílio tecnológico definido em níveis baixo, médio ou alto empregado na TA será definido de acordo com o grau de debilidade apresentado pelo usuário. Essas limitações podem ser de caráter leve, moderado ou avançado com sérias restrições (OLIVEIRA, 2017a).

No geral a sociedade delega a aplicação da tecnologia assistiva às áreas de saúde e engenharia, onde a primeira é responsável pelo uso e supervisão do tratamento e a segunda por desenvolver os recursos utilizados por esses profissionais. A tecnologia assistiva tem por finalidade a inserção de seus usuários na sociedade como forma de equiparação e equalização das necessidades por consequência das debilidades funcionais, servindo como tecnologia social e amparando o usuário (GUIMARÃES; CARVALHO; PAGLIUCA, 2015).

De acordo com o Ministério da Saúde a expectativa é que cerca de 43,5% da população brasileira venha a fazer uso de algum tipo de tecnologia assistiva (BRASIL, 2009). No ano de 2015, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 6,2% da população brasileira possuía algum tipo de deficiência, e dentre estes, 6,6% usaram recursos para locomoção, como bengalas, cadeiras de rodas e muletas.

Como auxílio locomotor amplamente utilizado, a muleta teve seu advento aproximadamente 5000 anos (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016). Sua finalidade é a facilitação do deambular de usuários com o uso dos membros superiores, proporcionando apoio corporal, impulso para uma marcha funcional e contenção do peso aplicado ao membro debilitado. Ainda assim, o processo evolutivo tecnológico é lento e ultrapassado frente a outras tecnologias assistivas (GREVE, 2007; LI; ARMSTRONG; CIPRIANI, 2001).

O design primitivo das muletas tem relação com a neuropatia de compressão que atinge principalmente o nervo mediano e nervo ulnar, causando dor, formigamento e perda de força. Já no plexo braquial observa-se além da diminuição da força, a diminuição da amplitude de movimento do ombro que serve de apoio para a muleta usada na deambulação (MACGILLIVRAY; MANOCHA; SAWATZKY, 2016).

As muletas são classificadas como do tipo axilar e do tipo canadense. As muletas do tipo

axilar têm seu apoio em toda a concavidade abaixo do ombro e um barramento transversal para as mãos, com altura regulável de acordo com o comprimento do braço. Por suas dimensões elevadas, seu manejo torna-se mais complexo e quando ajustadas de forma errônea causam danos aos nervos e artérias da axila (GLISOI et al., 2012).

A muleta canadense ou *lofstrand* descrita por ter um apoio no antebraço, em geral ajustável, contém um manguito para fixação que facilita a execução de atividades pelo usuário. De acordo com Krause et al. (2007) a muleta canadense tem por vantagem seu design anatômico, que facilita o deambular em áreas inclinadas.

O processo de avaliação do deambular com uso da muleta classifica o padrão de marcha do paciente para que esse seja o mais adequado ao seu tipo de limitação. A marcha pode ser classificada como marcha de dois pontos, marcha de três pontos, marcha de quatro pontos, marcha por balanço simples e marcha por balanço duplo Rogers, Leineweber e Andrysek (2016). O processo utilizado nessa avaliação leva em consideração a carga aplicada pelo usuário sobre a muleta. Uma vez que a aferição dessa carga não é precisa a definição do padrão de marcha é afetada (YOUODAS et al., 2005).

O uso de muletas devolve o equilíbrio ao usuário durante a marcha proporcionando um melhor descarregamento das forças exercidas pelo debilitado (LEITE, ). As forças aplicadas à muleta durante a marcha compõem o conjunto de informações necessárias para caracterizar o deambular ideal do paciente debilitado, e conseqüentemente o padrão de marcha. A análise das grandezas físicas inerentes ao processo de deambulação com uso de muletas é facilitado pela instrumentação eletrônica, utilizando sensores eletrônicos para tal finalidade.

Além das forças aplicadas a muleta (aferidas pelo método citado acima) a instrumentação eletrônica proporciona a aferição de outros parâmetros, como por exemplo, a medição de ângulos e a velocidade da marcha. Segundo Daponte et al. (2011) o monitoramento eletrônico proporciona facilidade para ler e compreender os dados obtidos, e os sinais aferidos podem ser processados de forma analógica ou digital. As taxas de medições são variáveis e adaptáveis ao dispositivo a ser instrumentado, e finalizado com o armazenamento destes dados no perfil do paciente.

Mediante ao exposto no decorrer deste texto, é possível verificar a carência de dispositivos instrumentados adequados de forma individual as necessidades particulares de cada paciente, em principal, as formas de reabilitação e/ou suplementação no deambular de pacientes com ausência dos membros inferiores.

A proposta deste estudo tem por finalidade a instrumentação eletrônica da muleta canadense com o uso de giroscópio para medição do ângulo, acelerômetro para definição da velocidade de deambulação e ainda um sensor *force sensor resistor* (FSR) para medir a força aplicada na muleta canadense. Como base hipotética temos que muletas instrumentadas eletronicamente possam fornecer o mapeamento do deambular para seus usuários, podendo assim, monitorar e

verificar estatisticamente a marcha de paciente debilitados e ainda auxiliar os profissionais da área de saúde.

## 1.2 OBJETIVOS DO TRABALHO

O objetivo geral deste trabalho é realizar a instrumentação eletrônica da muleta canadense com o uso do microcontrolador ATmega328 e dos sensores: FSR, acelerômetro, giroscópio e magnetômetro. São objetivos específicos deste trabalho:

- Projetar, configurar e manufaturar acessórios e dispositivos para facilitar a implementação da instrumentação eletrônica da muleta canadense;
- Projetar e manufaturar circuito eletrônico;
- Configurar e calibrar o sensor FSR para auxiliar à obtenção da força aplicada sobre a muleta;
- Configurar e calibrar sensor de atitude para auxiliar na obtenção de ângulos (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro);
- Coletar e armazenar os dados da instrumentação;
- Executar teste para coletar dados dos sensores;

## 1.3 APRESENTAÇÃO DO DOCUMENTO

No capítulo Um é apresentado a motivação para o trabalho e o objetivo geral. No capítulo Dois será abordado o referencial teórico objetivando a instrumentação da muleta, os tipos de muleta, a norma de boas práticas de fabricação aplicada a tecnologia assistiva, os sensores para monitoramento da atitude e força do usuário, e por fim, uma breve descrição da placa de circuito impresso.

No capítulo Três são abordadas as normas técnicas utilizadas, a descrição dos equipamentos usados para confecção dos sistema de pistão e dispositivos que foram utilizados para a metodologia de fabricação do sistema mecânico. Ademais, é apresentada a descrição do processo de fabricação da PCI por *dry-film*, a operação e calibração dos sensores de monitoramento, seus respectivos dados armazenados em cartão SD e a metodologia experimental de testes.

No capítulo Quatro são apresentado os resultados do projeto e confecção da PCI de unificação dos sensores, ATmega328 e módulo do cartão SD, a validação dos dados de força e armazenamento dos sensores de monitoramento. No capítulo Cinco são feitas as conclusões do trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 REFERENCIAL TEÓRICO

O interesse pelo movimento físico corpóreo humano é datado pelos primórdios da sociedade moderna, demonstrando o grande interesse científico pela observação da locomoção dos mais diversos indivíduos. Nesta trajetória de estudos, podemos observar trabalhos correlacionados ao estudo da marcha, do deambular das pessoas, bem como, os meios para realização destes trabalhos, inferindo neste contexto a instrumentação eletrônica de bengalas, muletas, andadores com objetivo no auxílio a locomoção de usuários em debilidade funcional.

Diversos trabalhos para análise de marcha são desenvolvidos, em um primeiro enlace, temos o estudo realizado por Rogers, Leineweber e Andrysek (2016), onde realizou-se a instrumentação de uma muleta canadense ou *lofstrand*, conforme FIG. 1, com o objetivo de desenvolver um sistema para medir com precisão as forças inerentes ao processo de deambulação, em que estas forças seriam analisadas na interação do membro superior com a muleta, e ainda, a avaliação do ambiente ao qual está inserida, terrenos acidentados, superfícies rochosas.



Figura 1 – Muleta Instrumentada, adaptado de (ROGERS, 2014)

Rogers, Leineweber e Andrysek (2016) faz uso de uma célula de carga acoplada ao corpo da muleta, conforme mostrado na FIG. 1, e ainda sensores FSR distribuídos pela palma da mão completam o sistema para obtenção das forças aplicadas, ainda perfaz o sistema um circuito eletrônico para integração dos sinais de força.



Em um segundo estudo analisado, Merrett et al. (2010) com dados implementados no *software LabView*, instrumentou um muleta com o objetivo do auxílio na recuperação de pacientes lesionados no membro inferior. De forma essencial, o objetivo era monitorar as forças aplicadas pelo paciente ao longo da recuperação e ainda fornecer dados aos profissionais da área de saúde.

Compõem a muleta instrumentada de Merrett et al. (2010), acelerômetro e sensor de pressão (FSR), conforme mostra a FIG. 2, e ainda um *buzzer* para sinalizar sonoramente a quantidade de força aplicada pelo usuário.

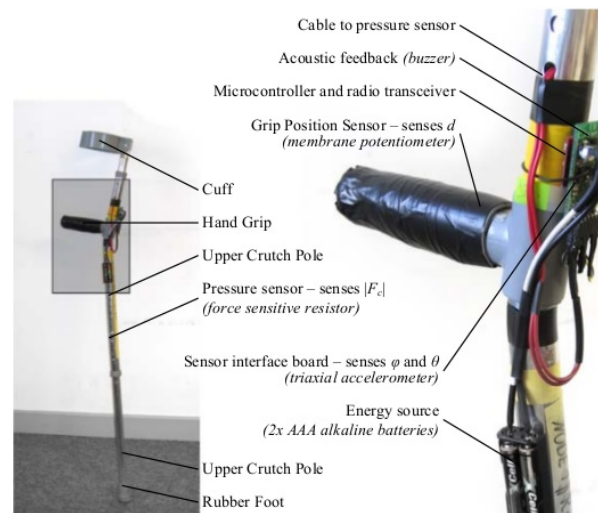


Figura 2 – **Muleta instrumentada para acelera a reabilitação de membros inferiores lesionados (MERRETT et al., 2010)**

Em estudos realizados na Universidade de Brescia, Sardini et al. (2014), este grupo realizou um trabalho com foco também na instrumentação eletrônica, porém de bengalas, como visto na FIG. 3. Foram aplicados acelerômetros e extensômetros como sensores de medidas inerciais, como condicionador e receptor de dados há também um circuito eletrônico, englobam essa instrumentação a comunicação *wireless*.

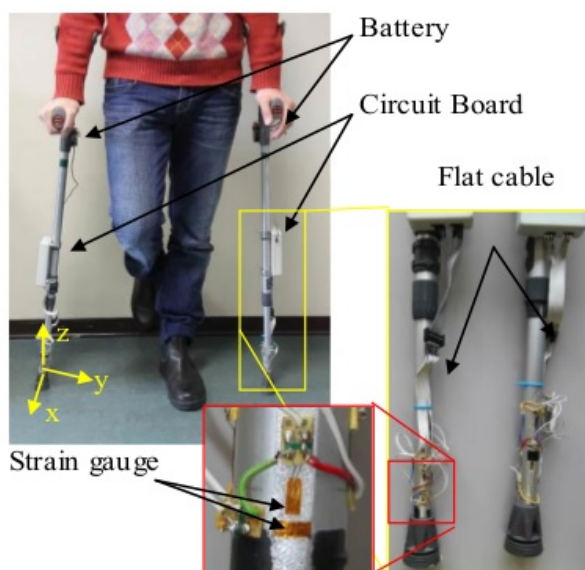


Figura 3 – Bengala instrumentada para reabilitação de membros inferiores (SARDINI et al., 2014)

Em síntese, os trabalhos apresentados denotam que os sensores de medida inerciais (IMU) são bastante aplicados na área de instrumentação eletrônica, e que sensores como o FSR complementam o estudo das forças aplicadas à marcha. Englobam os IMU's, sensores acelerômetros, sensores giroscópicos, e ainda, abordam sensores de força, os FSR's, as células de carga, todos estes sistemas sensoriais enviando sinais à serem condicionados por placas de circuito eletrônico. Nesta conjuntura, a revisão bibliográfica deste trabalho objetiva estudar os sensores IMU, bem como, os sensores de pressão *force resistive* aplicados à instrumentação da muleta canadense.

## 2.2 CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA

A principal característica da evolução do *homo sapiens* é o bipedismo, ocasionadas por fatores de adaptação ambiental e a necessidade de deslocamento. O fator marcha para a evolução humana incluem interações sensoriais, cognitivas ou motoras de elevada complexidade, o conjunto desta proporcionam o deambular ideal, do contrário, implica na debilidade locomotora ou marcha patológica (OLIVEIRA, 2017a).

O ato de marchar gera a cada passo uma força de reação com o solo ou ponto de contato, que em sequência propaga uma onda de choque pelo corpo até a cabeça, onde as estruturas ósseas, musculares, articulares, de ligamento absorvem esta propagação, inevitavelmente, este ato gera impactos a todo o sistema (HAMILL; KNUTZEN, 2006). Portanto, implicando em alguns casos, lesões de caráter permanente ou transitórias, limitando o deambular.

Como características principais, a marcha patológica é definida por deformidades, fraqueza muscular, espasticidade, dor ou perda sensorial (PERRY, 2005). A análise da marcha em conformidade com a patologia inerente define o recurso auxiliar que deverá ser usado pelo

paciente, atento ao fato que, toda a prescrição é realizada por especialista da área de forma visual e na maior parte empírica. A análise clínica da marcha é considerada como a medição, o processamento e a interpretação sistemática dos parâmetros biomecânicos que caracterizam a locomoção humana e facilitam a identificação de limitações no movimento, de maneira a identificar procedimentos adequados de reabilitação (OLIVEIRA, 2017a).

Os principais meios de medição para análise clínica da marcha se dar pela mensura cinemática, da cinética e do movimento muscular na realização do ciclo de marcha. A cinemática tem por objetivo a caracterização do movimento realizado, a cinética envolve a forças internas e externas atuantes no movimento corpóreo, e por meio da eletromiografia é realizada a descrição da atividade muscular (SOUSA et al., 2007).

Em acordo com Rogers, Leineweber e Andrysek (2016), os tipos de marcha assistida por muletas axilares ou canadense são: marcha de dois pontos, marcha de três pontos, marcha de quatro pontos, marcha de balanço simples e marcha por balanço duplo, conforme FIG. 4.

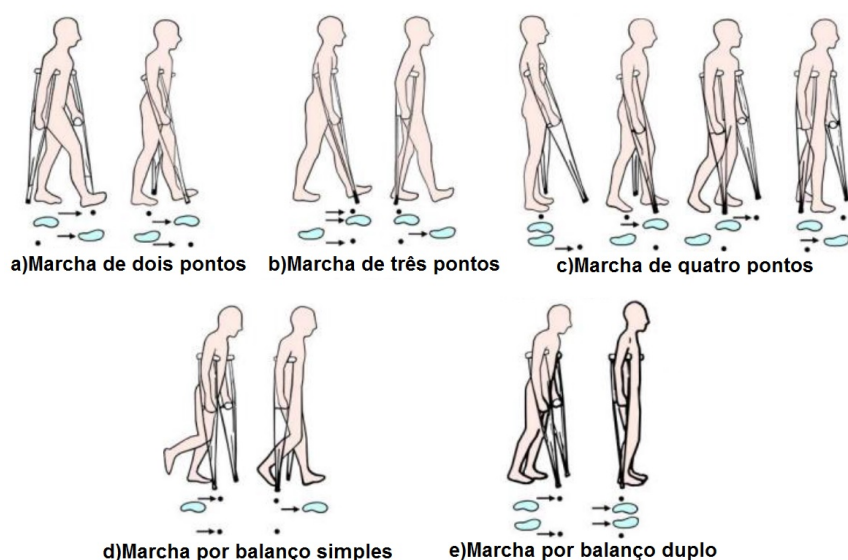


Figura 4 – **Tipos de marchas com muletas.** As figuras (a),(b) e (c) representa os tipos de marcha de suporte, as figuras (d) e (e) representam os tipos de marcha de suspensão, adaptado de (ROGERS, 2014)

Compõem a marcha com o uso de muletas o suporte e a suspensão, a marcha de dois pontos, de três pontos, e pôr fim a de quatro pontos, em que todas são aplicadas a usuários em que sua debilidade motora não interfira no uso mínimo dos membros inferiores para o deambular, nestes requisitos a muleta fornece equilíbrio e sustentação com o uso de apoio simples ou duplo (OLIVEIRA, 2017a).

E estudos por Rogers, Leineweber e Andrysek (2016) a marcha por balanço simples ou duplo são comumente usadas quando o usuário se encontra incapaz de usar os membros inferiores, onde a marcha por balanço simples incide nos mais elevados índices de carregamento e esforço por parte do paciente.

Em aplicações científicas, Capecci et al. (2015) observou que na marcha por balanço simples havia um aumento de energia aplicada no movimento em torno de 2 a 3 vezes, e que o trabalho mecânico despendido aumentava também em 1,2 a 1,5 em comparação com o movimento regular de outros usuários.

A marcha com o uso de muletas é definida, segundo Capecci et al. (2015), em duas fases distintas, a fase de apoio e a fase de balanço da muleta, compreendendo um ciclo de marcha com o uso de muletas, como observado na FIG. 5.

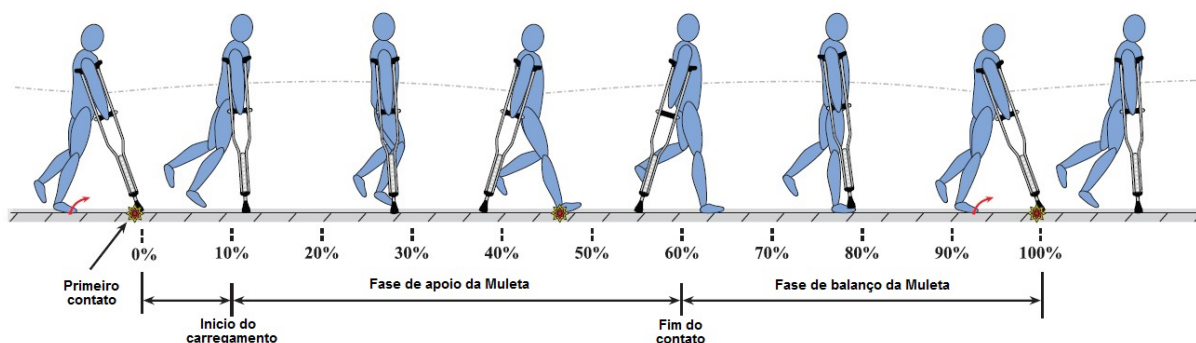


Figura 5 – Ciclo de Marcha Assistida. Etapas do ciclo de deambulação assistida. Adaptado de(CAPECCI et al., 2015).

Infer-se da FIG. 5 o ciclo de marcha é descrito como o início na fase de apoio, onde ocorre o contato da muleta com o solo, ocasionando no primeiro momento um pico de força de reação do solo (FRS), em que na sequência em 10 % do ciclo se inicia a fase de carregamento, realizando a transferência de carga do membro inferior para o membro superior. O pico máximo ocorre por volta de 30 % do ciclo, onde a carga se estabiliza e decresce, adentrando na atenuação de aplicação da força e implicando na retomada de apoio pelos membros inferiores, e por fim, finaliza o ciclo, a suspensão da muleta com relação ao solo dando início novamente a fase de balanço, ocorrendo em um novo ciclo de marcha (OLIVEIRA, 2017a).

Os pontos críticos da marcha são designados por Dooley, Ma e Zhang (2015) na fase de contato e carregamento, onde ambas as fases geram grande impacto no membro superior de apoio, com Capecci et al. (2015) a fase de apoio supera a fase de carregamento em pelo menos 3 vezes o valor desta, implicando na variação rápida da taxa de aplicação da força.

A análise da marcha parametrizada envolve o estudo das componentes físicas como aceleração, velocidades lineares e angulares, bem como, dados antropométricos do usuário, implicando na cinética do movimento observado (SOUSA et al., 2007).

## 2.3 MULETAS

O dispositivo muleta no geral é prescrita para debilidades funcionais de mobilidade, em que, o usuário tem um ou ambos os membros inferiores amputados devido a disfunções musculoesqueléticas ou neurológicas (COM et al., 1999). As muletas possuem os mais diversificados *designs*, em que sua estrutura varia de acordo com a necessidade do usuário, em linhas gerais, definindo o uso permanente em que a debilidade consiste na ausência do membro ou uso transitório, definindo a debilidade como temporária (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016). As muletas canadense são responsáveis por lesões no ombro devido a força aplicada ao solo, por consequência, tornando o paciente um usuário permanente de muletas (REQUEJO et al., 2005).

### 2.3.1 Muleta Canadense

A muleta canadense, também conhecida como *lofstrand*, muleta de antebraço, tem como principal item identificador o manguito, mostrado na FIG. 6.



Figura 6 – Manguito antebraço da muleta canadense, adaptado

Como benefício superior aos demais tipos de muletas, a muleta canadense proporciona ao usuário elevado equilíbrio e controle no caminhar, permite maior grau de liberdade no uso da mão e antebraço, conferindo conforto e usabilidade ao paciente (OLIVEIRA, 2017b). A norma ISO 11334-1 convencionou os requisitos para teste de produtos assistivos de apoio para deambular manipulados por um único braço, tanto quanto, requisitos relacionados à segurança, ergonomia, desempenho e informações a serem fornecidos pelo fabricante, definindo também a composição estrutural da muleta canadense. Na FIG. 7, o ponto de controle e primeiro apoio da muleta se encontra no punho, item (5), este na parte superior da haste, possibilitando ao usuário firmeza e controle no deambular. Posterior ponto de apoio, item(2), como já explicitado, o manguito realiza o abraço da região ulnar próxima ao cotovelo, atuando de forma ativa no ciclo de marcha do usuário .

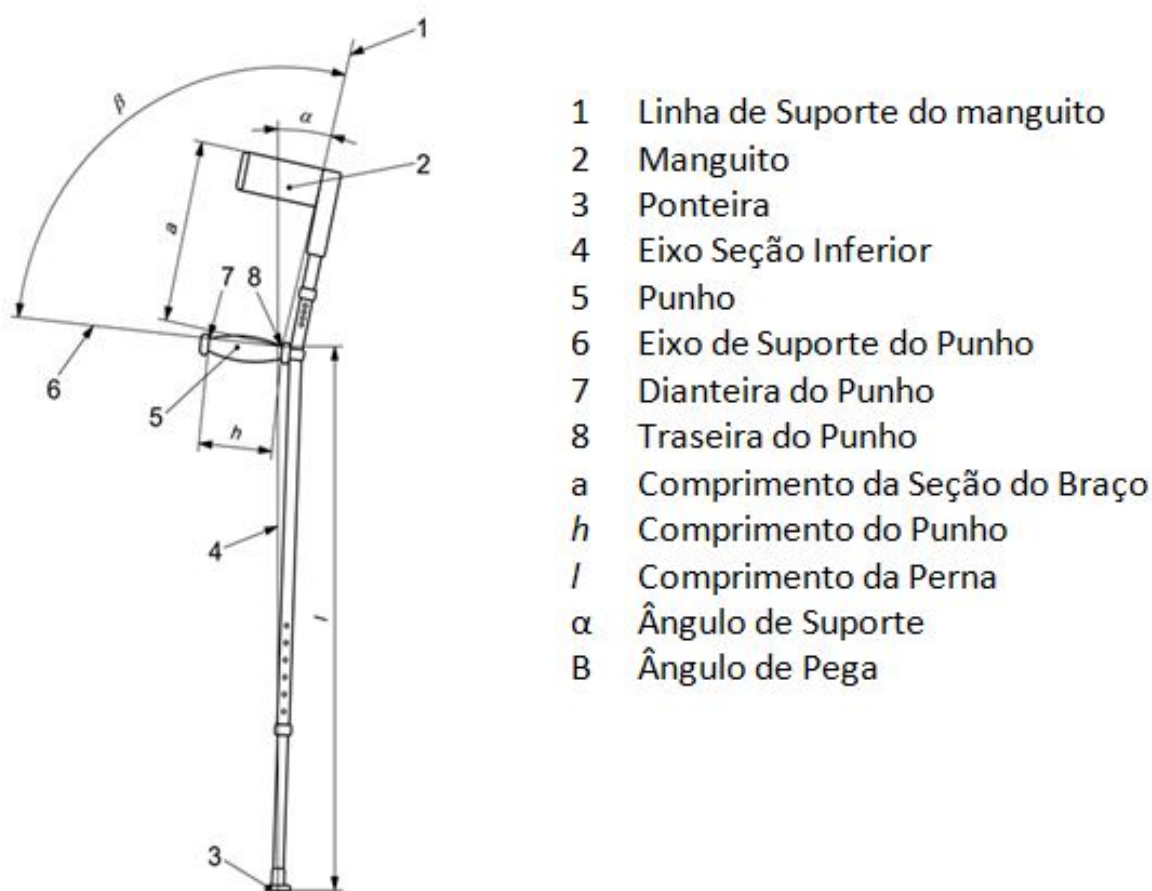


Figura 7 – Dimensões Características, adaptado ISO (ISO11334-1, 2007).

Os ângulos ( $\alpha$ ) e ( $\beta$ ) são primordiais na confortabilidade do instrumento, garantindo o controle e o deambular mais eficiente e adequado ao paciente, proporcionando também, maior liberdade na execução de movimentos mais complexos.

## 2.4 BOAS PRÁTICAS DE FABRICAÇÃO

O delineamento técnico da muleta canadense instrumentada necessita de parâmetros pré-estabelecidos para que sirvam de guia para seu processo fabril.

Baseado no guia de auxílio de boas práticas em produtos para saúde, em que seu conteúdo recai sobre à Portaria nº 686/1998 e a RDC1 nº 59/2000 e a RDC nº 16/2013, estabelece a padronização qualitativa para as quais os fabricantes e empresas comercializadoras de produtos no território brasileiro devem se orientar.

O Guia de Auxílio na Implantação de Boas Práticas em Produtos Para Saúde AN-VISA (2013) tem por objetivo fornecer aos fabricantes e comercializadores de produtos para saúde auxílio para obtenção das informações referentes as Boas Práticas (BP) relacionadas as exigências da Anvisa e do Mercosul, traduzindo-as de forma prática em passos a serem seguidos para adequação das empresas as Boas Práticas (BP), obtenção ao do Certificado de Boas



Práticas de Fabricação (CBPF) e obtenção, ao do Certificado de Armazenamento e Distribuição (CBPAD).

O guia em questão foi desenvolvido pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa), em conjunto com a Agência Brasileira de Desenvolvimento Industrial (ABDI) e o Serviço Brasileiro de Apoio às Micro e Pequenas Empresas (SEBRAE). Este documento tem como principais objetivos, uma breve introdução sobre as boas práticas, glossário composto por termos técnicos reverenciando à área de saúde, as normas nacionais para obtenção do certificado de boas práticas, bem como, considerações sobre a Portaria nº 686/98, a RDC no 59/00 e a GMC2 20/11.

A apresentação deste trabalho busca as Boas Práticas presentes na Portaria nº 686/1998, na RDC nº59/2000 e na RDC nº 16/2013, como forma de idealização e equalização normativa de instrumentação da muleta canadense.

## 2.5 PLATAFORMA DE PROTOTIPAGEM ELETRÔNICA DE HARDWARE

A instrumentação da muleta canadense será realizada com o micro controlador ATmega328, pois tem grande versatilidade programável e possui vasta bibliografia correlacionada a área de prototipagem. O ATmega328, como um dos principais micro controladores da fabricante Atmel, é um dispositivo de 8 bits da família AVR , baseado na arquitetura RISC, conta ainda com 32 Kb de memória flash, 2 Kb de memória ram e 1 Kb de EEPROM, com frequência de operação máxima de 20 MHz. Conforme a Figura 8, o ATmega328 possui 28 pinos de conexão, onde 23 destes possibilitam controlar I/O dos dispositivos conectados ao microcontrolador através destas portas.

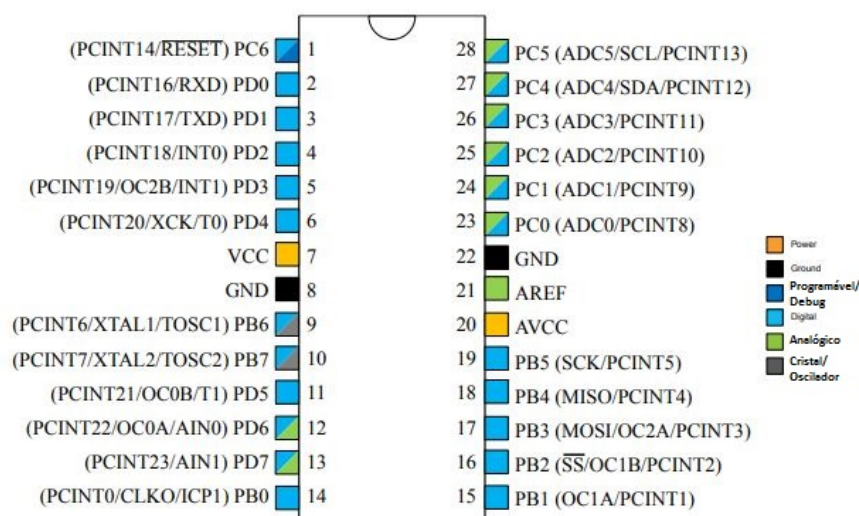


Figura 8 – Pinagem ATmega328, adaptado Atmel.

O microcontrolador ATmega328 viabiliza trabalhar em baixas tensões, em torno de 1,8 V, mas nesta faixa de tensão é limitado a 4 MHz. Possui ainda, 6 PWM's , comunicação UART,

SPI e I2C, com corrente total máxima de operação limitada a 200 mA. Este trabalho fará uso do Arduino Nano como plataforma de programação do ATmega328, tornando viável a criação da placa de circuito impresso (PCB) customizada, bem como, a incorporação dos sensores necessários à instrumentação da muleta canadense.

## 2.6 SENSORES-IMU

Por definição, sensores inerciais (IMU), são regidos pela lei do Princípio da Inercia, onde a 1<sup>a</sup> lei de Isaac Newton explica que “um objeto permanecerá em repouso ou em movimento uniforme em linha reta a menos que tenha seu estado alterado pela ação de uma força externa”. Portanto, o IMU têm por objetivo a sensibilidade às mudanças das ações de forças que ocasionem variações do estado de inercia do sistema sobre os quais estas forças são atuantes.

Os sistemas microeletromecânicos (MEM's) é a tecnologia empregada que possibilita a aplicação do Princípio da Inercia em sensores eletromecânicos, este antes sensores grandes, com a aplicação da tecnologia MEM's, reduzindo tamanho físico a micrometros e custo financeiro reduzido (LEITE et al., 2014).

Compreende o sensores MEM's usados neste trabalho, o giroscópio e o acelerômetro representando 6 graus de liberdade. Outro sensor aplicado a este trabalho, será o magnetômetro com outros 3 graus de liberdade, que auxiliará no refino da estimação de dados para navegação espacial da muleta conduzida pelo usuário, totalizando 9 graus de liberdade.

O IMU, mais o sensor magnetômetro possibilitará obter dados correlacionados a marcha de usuários de muletas canadense, como posição e velocidade, onde estes sensores embarcados no corpo do instrumento de deambulação estimam a atitude de forma tridimensional no espaço.

### 2.6.1 Acelerômetro

Como transdutor, o acelerômetro consiste em um sensor capaz de analisar a cinemática de um determinado movimento (ROBERTSON et al., 2004). Difusamente usado em aplicações para análise de funções biomecânicas, o acelerômetro, permite mensurar as acelerações inerentes ao movimento do objeto a ser medido, sendo usado em áreas como educação física, fisioterapia e medicina em geral (PORTO et al., 2004).

Os acelerômetros baseado na tecnologia MEM's são divididos em dois tipos: acelerômetros piezo resistivos, FIG. 9 e acelerômetros capacitivos, FIG. 10

Os acelerômetros piezo resistivos são compostos por piezoresistores, material feito em cerâmica, em uma estrutura de viga do tipo suporte, observar Figura 9, a oscilação deste ocasionado pela vibração da massa de prova desvia o feixe, implicando na alteração de resistência pelo material piezoelétrico (GAO; ZHANG, 2004). Como principal característica, os acelerômetros piezoresistivos possuem estrutura fabril simplificada, bem como facilidade de leitura.



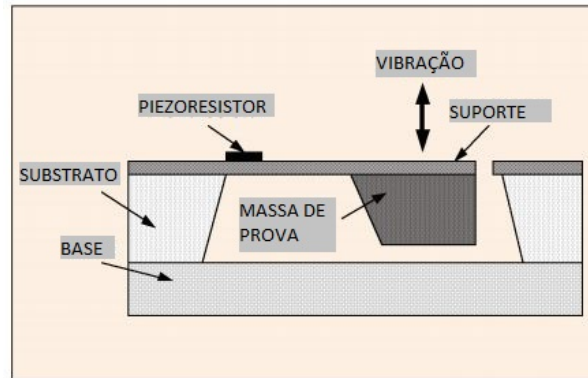


Figura 9 – Acelerômetro MEM piezoresistivo. Adaptado de (GAO; ZHANG, 2004).

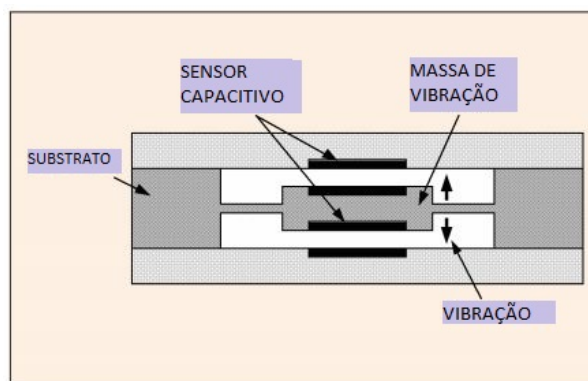


Figura 10 – Acelerômetro MEM Capacitivo. Adaptado de (GAO; ZHANG, 2004).

Em comparação, os acelerômetros capacitivos possuem menor sensibilidade a temperatura e maior sensibilidade no geral, eles apresentam bom desempenho, baixa potência dissipada quando comparado com acelerômetros piezoresistivos. Os acelerômetros capacitivos, medem mudanças da capacitância entre uma massa de prova e um eletrodo fixo e condutivo por uma abertura estreita (GAO; ZHANG, 2004).

O princípio básico que regimenta o funcionamento dos acelerômetros está em consonância com a Lei de Hooke, onde é modelado pelo sistema massa-mola, conforme Figura 11. A lei de Hooke se aplica até o momento em que o sistema está em sua região elástica, ou seja, o sistema massa-mola retorna a sua origem sem deformações plásticas.

O método de Hooke se faz presente na fórmula,  $F_{el} = K \cdot \Delta.l$ , onde  $F_{el}$  denomina a força elástica relacionada com a deformação da mola  $\Delta.l$ ,  $K$  é a constante elástica da mola. Equiparando a lei de Hooke com a Segunda Lei de Newton,  $F = m \cdot a$ , em que ambas tem por denominador comum a variável Força, isolando a aceleração em ambas, temos que  $a = \frac{k \cdot x}{m}$ , sendo assim, possível calcular a aceleração a partir do deslocamento da massa.

## 2.6.2 Giroscópio

Os giroscópios são basicamente definidos como sensores de velocidade angular, onde o mesmo é baseado na medição da força *Coriolis*, onde esta é proporcional à taxa de rotação

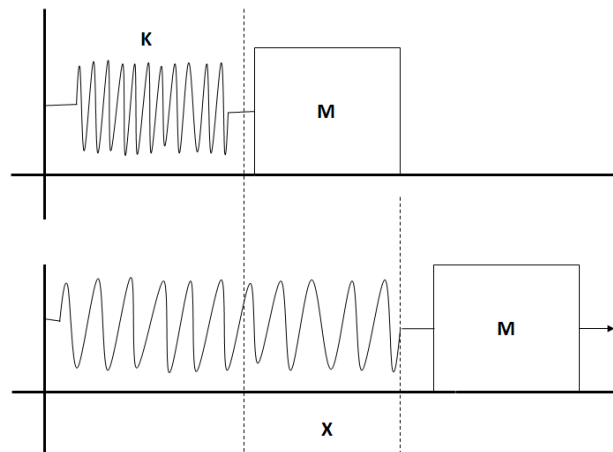


Figura 11 – **Modelo Massa Mola. Adaptado de (OGATA et al., 2003).**

angular sobre um referencial rotativo. Quando realizado o esforço *Coriolis* como movimento linear integrado com o giroscópio é obtido a taxa angular (TAO et al., 2012). O conceito básico de giroscópio é definido por Forhan e Senna (2010) tecnologia mecânica refinada com retoques artesanais, onde um sistema com eixo central que se mantém inerte na ausência de forças externas acompanhado por um rolamento, bem como, um sistema de suspensão com barras de torção permitindo o livre movimento de rotação e seus movimento em direções diagonais, conforme a Figura 12.

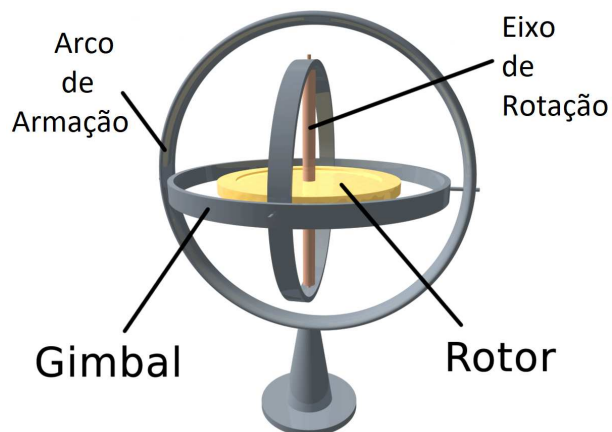


Figura 12 – **Modelo de Giroscópio.**

O giroscópios, assim como os acelerômetros, tem seu processo de fabricação baseado na tecnologia MEM's, possibilitando a redução física dos sensores e a aplicação em estruturas dinâmicas, com baixo custo de produção, peso reduzido e alta confiabilidade.

O funcionamento dos giroscópios no geral parte do principio da detecção do deslocamento inerente a massa oscilada, como estruturas microscópicas vibracionais. Os giroscópios, comumente utilizados em larga escala, consiste na suspensão por molas(resistências) de uma

massa conhecida sendo excitadas por uma força eletrostática ou eletromagnética ocasionando a oscilação em sua frequência de ressonância. Neste sistema, ocorrendo rotação, a massa oscilante receberá o efeito *Coriolis* ocorrendo uma transferência de energia para um segundo modelo vibracional *sense axis*, conforme FIG. 13 sendo proporcional à velocidade angular rotacional (FORHAN; SENNA, 2010).

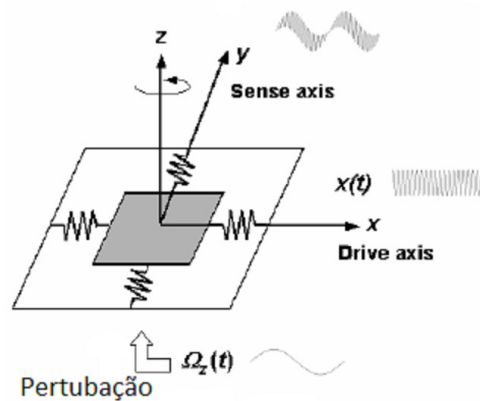


Figura 13 – Modelo de Giroscópio com Massa de Prova Única. Adaptado de (??)

Como todo o sensor, os giroscópios estão susceptíveis a erros, comumente denominados de *drift*, este são erros inerentes ao processo de medição integralizado pela velocidade angular para obtenção da posição realizado pelo giroscópio ao longo do tempo. Este processo de erro sistemático é reduzido com o uso do sensor magnetômetro, dispositivo descrito no tópico seguinte.

### 2.6.3 Magnetômetro

Os sensores magnetômetros tem por objetivo medir a intensidade do campo magnético terrestre concomitante ao instrumento de medição. A medição do campo magnético se dá por três meios, sendo o primeiro por dispositivos supercondutores de interferência quântica (*Superconducting Quantum Interference Devices* ou *SQUIDS*), em segundo bobinas por indução eletromagnética, e por último os magnetômetros de fluxo saturado ou popularmente denominados *fluxgates*. (CRASTO et al., 2003). Os sensores de efeito *Hall* são os mais aplicados para detecção de campo magnético, este efeito segundo Hall (1879) tem correlação com o aparecimento em um condutor elétrico, transversal ao fluxo de corrente e um campo magnético em 90°, ou seja normal, para a corrente. A presença de campo magnético sobre um fluxo de corrente denota a variação deste, como é possível visualizar na Figura 14.

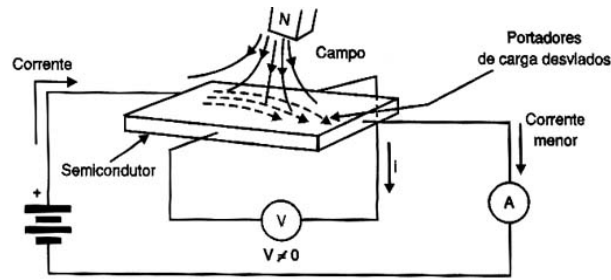


Figura 14 – Sensor de Efeito Hall (NEWTONCBRAGA, 2016).

## 2.7 SENSOR FSR

Sensores de força resistiva tem por objetivo medir a distribuição espacial e magnitude das forças perpendiculares à área de aplicação (PAPAKOSTAS; LIMA; LOWE, 2002) A teoria matemática inerente aos sensores *Force Resistive*, denotados pela sigla FSR, são descritas pela Equação 1.

$$R \propto \frac{\rho}{F} K \quad (1)$$

A equação acima pode ser descrita como  $\rho$  igual a resistividade de contato, F sendo a força normal aplicada a superfície, em que, K é a constante de rugosidade e propriedades elástica da superfície. Os sensores são compostos por dois filmes substrato contendo condutores em seu interior, formando uma espécie de sanduíche, em que, no meio é inserido um filme semicondutor responsável pela variação resistiva, conforme a Figura 15

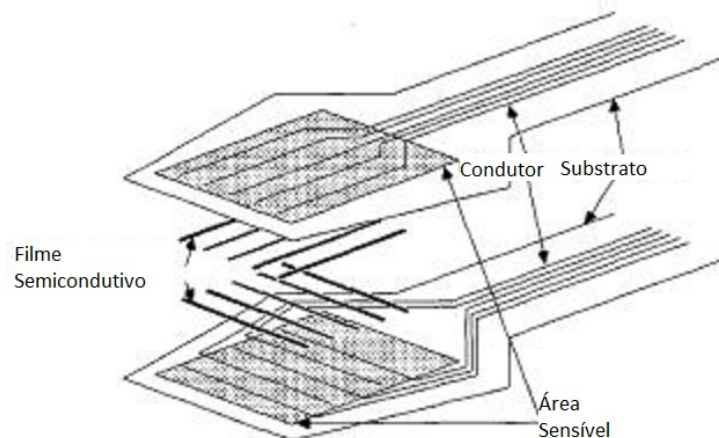


Figura 15 – Sensor Força Resistivo. Adaptado de (PAPAKOSTAS; LIMA; LOWE, 2002).

## 2.8 SISTEMA DE REFERENCIAL DE ATITUDE E DIREÇÃO

Como ponto referencial, a muleta canadense movimentasse em um espaço tridimensional, e os sensores descritos neste trabalho tem por objetivo a obtenção do deambular com o

uso desta muleta. Os sensores inerciais e de força resistiva nos fornecem dados sobre a atitude e direção desta marcha.

Corpos rígidos podem ter seus movimentos descritos por rotações sucessivas em torno de um eixo referencial. Os ângulos de Euler e os quatérnions são matematicamente mais usuais para definição de rotações dos corpos rígidos.

As definições a seguir sobre ângulos de Euler e quatérnions procuram descrever estas notações matemáticas de forma sucinta, observando que, os sensores usados neste trabalho obtêm estes dados e os fornecem em forma de atitude e direção do corpo.

Basicamente a atitude de um corpo é definido por um sistema de coordenadas fixo inercial e um sistema de coordenadas fixo no corpo livre no espaço. Esse processo é definido por três ângulos:

- Rolagem(*Roll*): Rotação em torno do eixo X representado por  $\phi$ ;
- Arfagem(*Pitch*): Rotação em torno do eixo Y representado por  $\theta$ ;
- Guinada(*Yaw*): Rotação em torno do eixo Z representado por  $\psi$ ;

Estes ângulos podem ser observados na Figura 16:

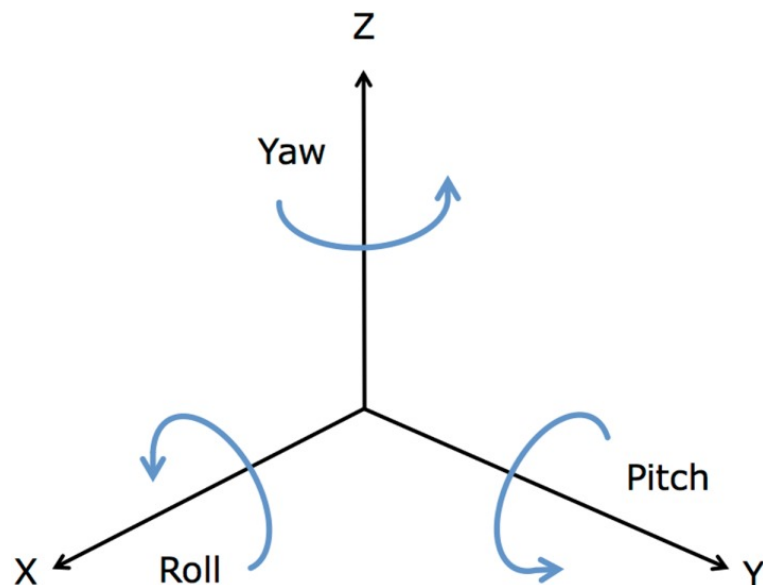


Figura 16 – **Roll, Pitch e Yaw** (ELLIS et al., 2014)

## 2.9 MATRIZES DE ROTAÇÃO COM ÂNGULOS DE EULER E QUATÉRNIONS

Um corpo rígido de modo geral possui seis graus de liberdade, descrevê-lo dinamicamente usando-se um sistema arbitrário de eixos cartesianos, precisa-se diagnosticar; a localização de um ponto no corpo, a contar de sua origem escolhida, e a orientação do corpo em relação

aos eixos fixos no espaço. Tipicamente, para definir a orientação do corpo existirá a necessidade de tomar conhecimento de três ângulos. Também é preciso conhecer às transformações de coordenadas entre esses sistemas, visando possibilitar os vetores representativos de posições, velocidades e acelerações a partir do sistema de coordenadas.

### 2.9.1 Matrizes De Rotação Com Ângulos De Euler- Bryant

A parametrização de rotações finitas de um corpo rígido no espaço euclidiano, foi inicialmente descrita por Euler em 1776, usando-se três rotações em sequência. Este resultado foi obtido a partir do teorema conhecido como teorema de rotação de Euler, o qual traduz qualquer rotação de um corpo com um ponto fixo sendo descrito por uma rotação própria em torno de um eixo de rotação conhecido como Eixo de Euler.

A rotação por ângulo de Euler, na Figura 17 é definida a partir do produto de três rotações sucessivas do corpo em seu eixo, que matematicamente pode ser definido como:

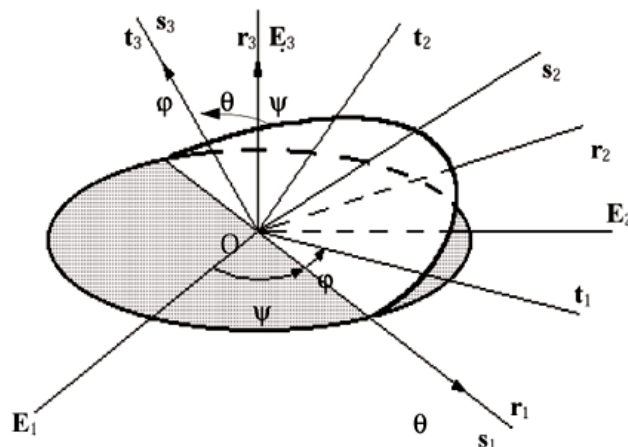


Figura 17 – **Ângulos de Euler.** Fonte: M.A. Trindade e R. Sampaio (2000)

Onde a transformação resultante pode ser descrita pela seguinte equação matricial

$$x = \mathbf{R}X \quad (2)$$

Onde o operador de rotação R é a composição de três rotações da seguinte maneira:

$$R = R_3 = (Z, \phi)R_2(x, \theta)R_1(Z, \Psi) \quad (3)$$

Desta forma, os ângulos de Euler formam um conjunto de parâmetros independentes que permitem a representação do operador de rotação através da superposição de três rotações planas (SAMPALIO, 2000).

Desta forma a matriz de transformações resultante é representada abaixo como uma expressão matricial na mesma base:

$$R(x, \phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi & \sin\phi \\ 0 & -\sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$R(y, \theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$R(z, \psi) = \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

O Operador R pode ser reescrito da seguinte forma:

$$[R]_t^t = [R_3(z, \phi)]_t^t [R_2(y, \theta)]_t^t [R_1(z, \psi)]_t^t \quad (7)$$

Onde o principal objetivo é aplicar uma mudança de base em R1, R2 e R3 no espaço vetorial para uma mesma base.

$$[R_2(x, \theta)]_t^t = Q_3 [R_2(x, \theta)]_s^s Q_3^{-1} \quad s [R_1(z, \psi)]_t^t = Q_3 \cdot Q_2 [R_1(z, \psi)]_r^r Q_2^{-1} Q_3^{-1} \quad (8)$$

Desta forma às expressões serão:

$$[R]_t^t = [R_1(\psi)]_r^r [R_2(\theta)]_s^s [R_3(\phi)]_t^t \quad (9)$$

Sendo possível escrever a expressão geral a partir de três combinações de rotações sucessivas e simples de um corpo no espaço tridimensional.

$$[R]_t^t = \begin{bmatrix} \cos\theta\cos\psi & -\sin\psi\cos\phi + \cos\psi\sin\theta\sin\phi & \sin\psi\sin\phi + \cos\psi\sin\theta\cos\phi \\ \sin\psi\cos\theta & \cos\psi\cos\phi + \sin\psi\sin\theta\sin\phi & -\cos\psi\sin\phi + \sin\psi\sin\theta\cos\phi \\ -\sin\theta & \cos\theta\sin\phi & \cos\theta\cos\phi \end{bmatrix} \quad (10)$$

Os ângulos podem ser extraídos a partir da matriz R por meio das relações:

$$\phi = \tan^{-1} = \frac{r_{32}}{r_{33}} \quad (11)$$

$$\sin\theta = -r_{31} \quad \cos\theta = r_{32}\sin\theta + r_{33}\cos\phi \quad (12)$$

$$\sin\psi = -r_{12}\cos\phi + r_{13}\sin\phi \quad \cos\psi = r_{22}\cos\phi - r_{23}\sin\phi \quad (13)$$

A partir das equações anteriores, percebe-se singularidades nas equações quando  $\theta = +\frac{\pi}{2}$  e  $-\frac{\pi}{2}$ .

Utilizando-se as equações obtidas na equação 9, podemos obter, também, às matrizes de velocidade angular. Sendo elas obtidas na base E. Entretanto é necessário às seguintes relações:

$$\omega = \dot{R}R^T \quad \Omega = R^T \dot{R} \quad (14)$$

### 2.9.2 Quartérnions

A parametrização de rotações de corpos sofreu uma evolução com o estudo dos quatérnions, sendo possível explicar uma rotação por meio de quatro parâmetros. Sendo portanto, suficientes para representar rotações em rotações práticas, com apenas um parâmetro copioso, sendo possível utilizar um número mínimo de vínculos. Sendo portanto, uma forma elegante e minimalista de tratar rotações físicas Sendo possível combinar rotações sucessivas pela multiplicação de quatérnions reduzindo o custo de operações algébricas (JAMBERSI; SILVA, 2016). Sua representação é vista como:

$$q = q_0 + q_1i + q_2j + q_3k \quad (15)$$

ou ainda como:

$$q = \{q_0q_1q_2q_3\}^T \quad (16)$$

Desta forma, os quatérnions, em sua composição de componentes ortogonais. Se a part  $q_0$  do quatérnion é nula, tem-se um quatérnion puro, o que é possível representar um vetor de três dimensões.

$$q^* = q_0 - q \quad (17)$$



e o seu módulo como:

$$|q| = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} \quad (18)$$

Os quatérnions respeitam os oito axiomas que definem espaço um vetorial em álgebra linear:

- $\vec{q} + \vec{p} = \vec{p} + \vec{q}$
- $\vec{q} + \vec{0}$
- $\alpha(\vec{q} + \vec{p}) = \alpha\vec{q} + \beta\vec{q}$
- $(\alpha + \beta)\vec{q} = \alpha\vec{q} + \beta\vec{q}$
- $1\vec{q} = \vec{q}$
- $\vec{q} + (\vec{p} + \vec{w}) = (\vec{q} + \vec{p}) + \vec{w}$
- $\vec{q} - \vec{q} = \vec{0}$
- $\beta(\alpha\vec{q}) = (\alpha\beta)\vec{q}$

representação do quatérnion unitário:

$$\vec{q} = \cos \frac{\alpha}{2} + u \sin \frac{\alpha}{2} \quad (19)$$

As operações de rotações com quatérnions podem ser reescritas na forma explícita como abaixo:

$$W = \rho V \quad (20)$$

de modo que:

$$\begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \\ w_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2(q_0^2 + q_1^2 - 1) & 2(q_1q_2 + q_0q_3) & 2(q_1q_3 - q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_0^2 + q_2^2) - 1 & 2(q_2q_3 + q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 + q_0q_2) & 2(q_2q_3 - q_0q_1) & 2(q_0^2 + q_3^2) - 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{bmatrix} \quad (21)$$

Tal representação colabora comparar a matriz de rotações composta por quatérnions com a matriz de rotações envolvendo funções trigonométricas por ângulos de Euler-Bryant.

A velocidade angular pode ser vista em quatérnions a partir de deduções e definições de produto entre dois quatérnions:

$$\frac{d\vec{t}}{dt} = \frac{1}{2}\vec{q}(t) \begin{bmatrix} 0 \\ \omega_{x_3} \\ \omega_{y_3} \\ \omega_{z_3} \end{bmatrix} \quad (22)$$

Resolvendo operações que envolvem produto escalar e produto vetorial, que pode ser uma visão alternativa velocidade angular como abaixo:

$$\dot{q}_0 = -\frac{1}{2}(q_1\omega_{x_3}) \quad \dot{q}_1 = -\frac{1}{2}(q_0\omega_{x_3} + q_3\omega_{y_3}) - q_2\omega_{z_3} \quad (23)$$

$$\dot{q}_2 = \frac{1}{2}(q_3\omega_{x_3}) + q_0\omega_{y_3} + q_1\omega_{z_3} \quad \dot{q}_3 = \frac{1}{2}(q_2\omega_{x_3} - q_1\omega_{y_3}) + q_0\omega_{z_3} \quad (24)$$

Na forma matricial tem-se:

$$\begin{bmatrix} \dot{q}_0 \\ \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} q_0 & -q_1 & -q_2 & -q_3 \\ q_1 & q_0 & -q_3 & q_2 \\ q_2 & q_3 & q_0 & -q_1 \\ q_3 & -q_2 & q_1 & q_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ \omega_{x_3} \\ \omega_{y_3} \\ \omega_{z_3} \end{bmatrix} \quad (25)$$

Igualando-se as matrizes das equações 20 e 24 para descobrir a relação entre os ângulos em quatérnions e Euler têm-se as seguintes equações:

$$\psi = \arctan\left(\frac{2(q_2q_3 - q_0 - q_1)}{2(q_1q_3 + q_0q_2)}\right) \quad (26)$$

$$\theta = \arcsen = (2(q_0^2 + q_3^2) - 1) \quad (27)$$

$$\phi = \arctan = \left(\frac{-2(q_2q_3 + q_0q_1)}{2(q_1q_3 - q_0q_2)}\right) \quad (28)$$

## 2.10 PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

As placas de circuito impresso (PCI's) tem por finalidade atender a crescente demanda por customização do *layout* de integração do componentes eletrônicos.

Aplicado em toda a industria eletrônica, as PCI's são basicamente compostas por uma placa de fenolite sobreposta com uma fina camada de cobre. O fenolite serve como material isolando das trilhas formadas pelo cobre (MELO; RIOS; GUTIERREZ, 2001). As trilhas de cobre são responsáveis pela conexão dos componentes eletrônicos (diodos, resistores, capacitores) formando a PCI e suas funcionalidades. Na FIG. 18 temos como exemplo uma PCI.

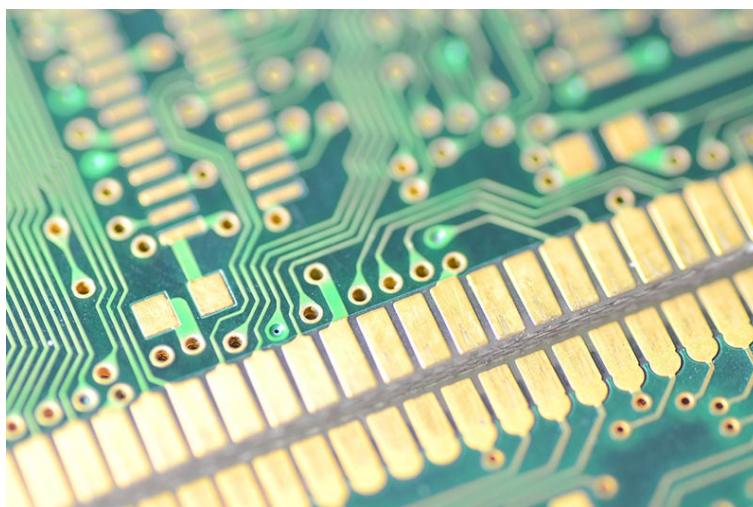


Figura 18 – Placa de Circuito Eletrônico (PCI)

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo tem por finalidade a descrição das etapas de instrumentação da muleta canadense, incluído, o processo de fabricação do sistema mecânico, implementação quanto ao uso dos sensores IMU, FSR e a armazenagem de dados quanto à marcha do paciente, finalizando com a avaliação experimental. A organização do capítulo é designada desta forma: na Seção 3.1 descreve o processo de fabricação do sistema mecânico; a seção 3.2 a arquitetura eletrônica quanto ao processo fabril da placa de circuito impresso; na Seção 3.3 expõe a obtenção do sinal FSR; a Seção 3.4 apresenta o conjunto de sensores utilizados para definir a atitude do corpo e seus algoritmos; a Seção 3.5 denota o processo de armazenamento do dados de marcha do paciente; Seção 3.6 descreve o processo de avaliação experimental da muleta.

#### 3.1 PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

Com base nos critérios definidos, o processo de manufatura do sistema mecânico, necessária para o desenvolvimento deste trabalho de conclusão de curso, foi realizado pelo autor deste trabalho com o auxílio do corpo técnico da Universidade de Brasília (UnB), Faculdade do Gama (FGA).

A fabricação da bancada de ensaio e dos dispositivos necessários para execução dos procedimentos experimentais foram realizados no Laboratório de Processos de Fabricação (LabPro), Núcleo de Eletrônica Integrada (NEI) e no Laboratório de Engenharia e Inovação (LEI) da UnB - Gama.

Os dispositivos foram torneados em um torno do tipo CNC (*Computer Numeric Control*), de potência do motor de 10 Hp, velocidade com intervalo 12 a 3500 [rpm], produzido pela empresa Nardini modelo Logic 195, disponível no LabPro.

As peças utilizadas para o teste de compressão foram feitos em um Centro de Usinagem Vertical CNC (Controle Numérico Computadorizado), da marca Romi modelo D600, pertencente a FGA, presente no LabPro.

Foi utilizado um paquímetro com guia de titânio e leitura de  $(150 \pm 0,05)$  mm para obter as medidas lineares.

O teste dinâmico de compressão foi realizado no Laboratório de Materias da FGA. Utilizou-se a máquina de ensaio *INSTRON 8801*,

Na realização dos testes dinâmico de compressão, foram observados as regras no laboratório e as normas citadas, bem como a utilização de proteção auricular devido ao excesso de ruído causado pela unidade hidráulica quando em operação.

Adaptado ao corpo da muleta, é constituído um dispositivo mecânico formado por em-

bolo e câmara, funcionando como um conjunto pistão, Figura 19. Este dispositivo mecânico é responsável pela adequação do sensor FSR ao corpo da muleta.

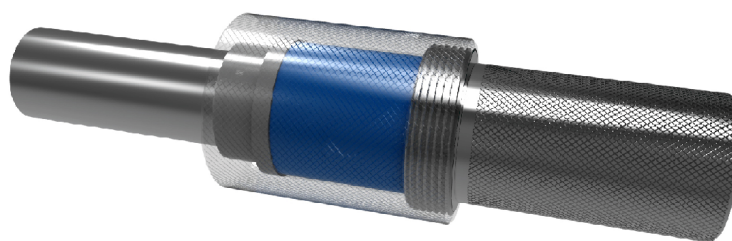


Figura 19 – Sistema atuador câmara, (OLIVEIRA, 2017a)

O sistema mecânico permite a inserção de disco composto de material viscoelástico, permitindo amortecimento à muleta.

### 3.2 PROJETO DE CIRCUITO ELETRÔNICO

O sistema de instrumentação eletrônica da muleta tem por finalidade a obtenção dos ângulos *roll*, *pitch* e *yaw* e ainda a respectiva força aplicada. Os dados coletados são armazenados em um SD card por meio da plataforma de prototipagem arduino Nano.

A botão de acionamento *ON/OFF* permite ao usuário ligar a instrumentação eletrônica da muleta e a coleta de dados referente a marcha, para encerramento da coleta, o usuário aciona o botão novamente, finalizando a obtenção de dados do deambular.

O fluxograma de funcionamento da instrumentação eletrônica pode ser vista na FIG. 20.

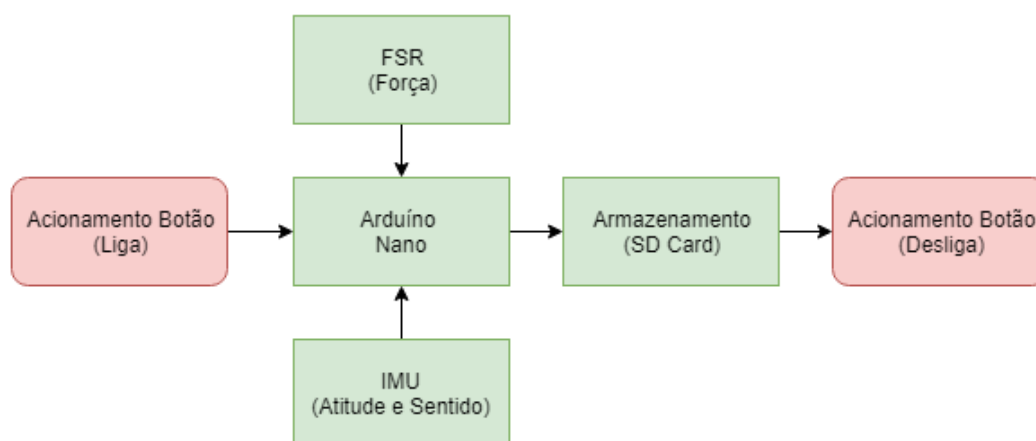


Figura 20 – Fluxograma do Sistema Eletrônico.

Foi projetado um circuito eletrônico para acomodação e comunicação dos sensores com o ATmega328 e posterior armazenamento no cartão de memória SD.

A Figura 21 denota o circuito projetado no *software* Proteus 8, este simulado em ambiente virtual.

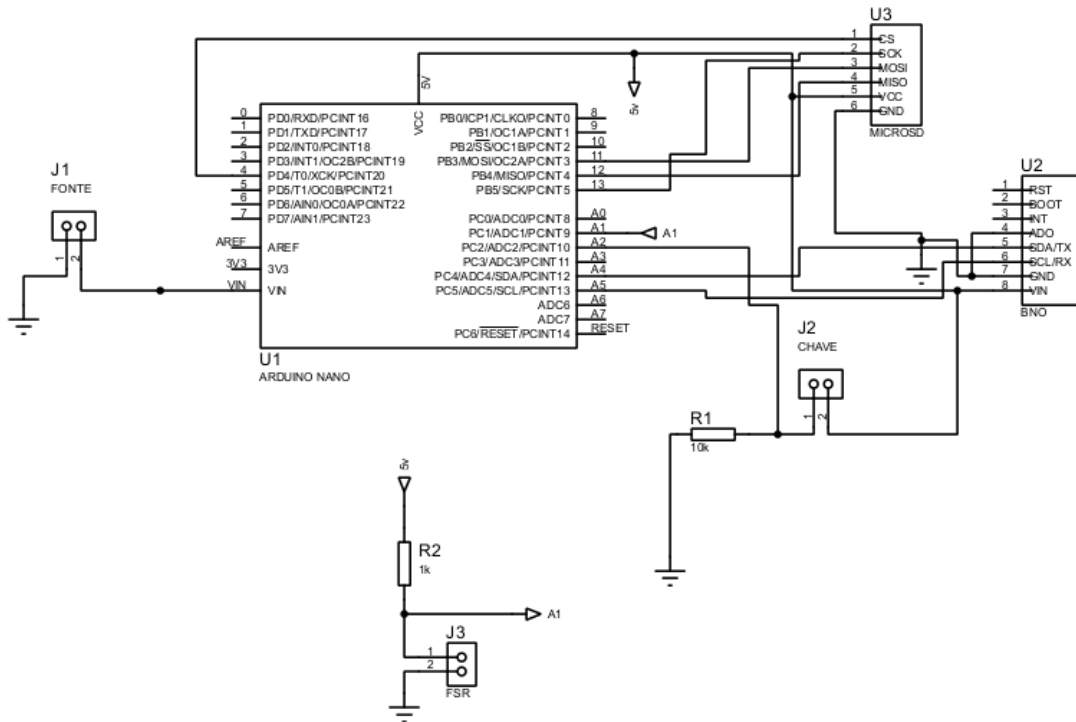


Figura 21 – Projeto Eletrônico para Unificação dos Sensores, ATmega328, Cartão SD e Bateria.

### 3.2.1 Placa de Circuito Impressa

A fabricação da placa de circuito impresso necessário para o desenvolvimento deste trabalho de conclusão de curso seguiu a metodologia descrita abaixo:

1. Fazendo uso de placa de fenolite, realizando a devida limpeza da área de cobre com o uso de lã de aço;
2. Foi aplicado sobre a placa de fenolite uma película de *dry-film*;
3. Com a folha transparência foi impresso o negativo do circuito eletrônico projetado, parte contendo as trilhas de conexão e comunicação dos componentes;
4. Sobrepôs a folha transparência na placa de fenolite com a película de *dry-film*;
5. O processo do item nº 4 foi exposto a radiação UV com o uso de lâmpada negra com potência entre 25 à 30 watts e ainda com tempo de exposição mínimo de 10 minutos;
6. Após exposto a radiação UV, a placa de fenolite é imersa em solução de carbonato de sódio ( $Na_2CO_3$ ) à 98% para remoção do *dry-film* sensibilizado;

7. Foi aplicado percloroeto de ferro anidro com composição química de 98% de Cloreto Férrico ( $FeCl_3$ ), para revelação das trilhas necessárias para o circuito eletrônico;
8. Finalizando o processo fabril, realizou-se os testes de continuidade nas trilhas de cobre do circuito eletrônico.

### 3.3 CALIBRAÇÃO DO FSR

O sensor FSR selecionado para este projeto é o modelo A 401 da fabricante americana Tekscan, com capacidade de medição máxima em 31,138 kN, resistência interna aproximada de 10Mohms.

De acordo com Melis et al. (1999), após estudos com pacientes em uso de muletas, constatou que o peso corporal máximo exercido sobre uma muleta varia entre 15% a 50%. Denotando aplicabilidade para o sensor FSR escolhido.

Para condicionamento do sinal advindo do FSR foi desenvolvido o circuito da Figura 22, composto por um divisor de tensão com resistor de 1 Kohms que viabiliza a diferença de tensão na entrada do Microcontrolador.

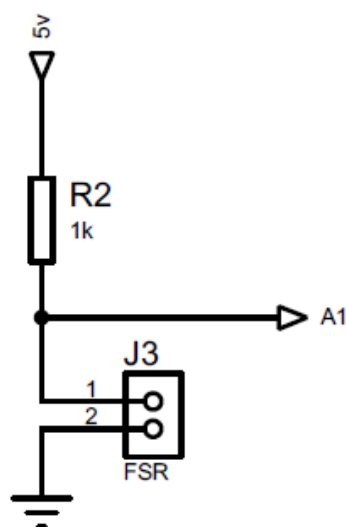


Figura 22 – Circuito condicionador

Com a variação da resistência do FSR a corrente tende a percorrer onde houver menor resistência, proporcionando variação da tensão leitura, com início em 5v e a menor tensão em 0v.

#### 3.3.1 Metodologia de calibração do FSR

Para calibrar o FSR é necessário submeter o sensor a diferentes valores de massa e por conseguinte medir a tensão de saída, obtendo a curva de calibração.

Com o FSR embutido no dispositivo mecânico, posto na máquina de compressão INSTRON 8801, realizou-se o ensaio do espaço amostral de um minuto para cada faixa de variação de 0 à 1000 N com intervalos de 100 N. Em cada faixa foi calculada a média para os valores da tensão de saída conectado ao ATmega328, que foi convertida para números binários de 0 a 1023 bit, conforme apresentado na tabela 1.

Tabela 1 – Dados correlacionando amostra por força.

Leitura ADC (0-1023)	Força (N)
965	105
920	206
881	296
843	400
810	500
781	600
754	701
728	800
707	900
690	1000

Com base na Tabela 1, foi obtida a curva de calibração da Figura 23, onde é percebida uma curva polinomial de 2º grau para aproximação da curva real do sensor.

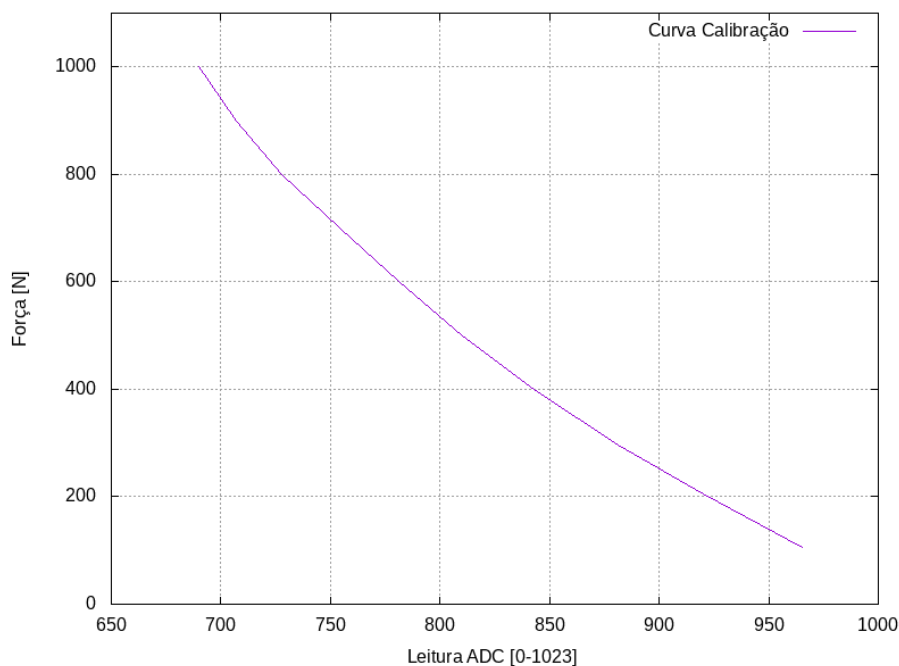


Figura 23 – Curva de calibração do Sensor FSR

O polinômio de 2º grau obtido é:  $y = 0,0049x^2 - 11,209x + 6375,1$



### 3.4 CALIBRAÇÃO DO SENSOR IMU

O sensor BNO055 foi aplicado ao projeto com o objetivo de obtenção da atitude da muleta no espaço durante o demabular do usuário.

Composto por acelerômetro triaxial, giroscópio triaxial e magnetrômetro, o sensor BNO055 oferece dados de saída em *quaternions*, ângulos de Euler e fusão sensorial.

Com dimensões pequenas, o BNO055 possui protocolo de comunicação I2C e UART. Na Figura 24 é possível visualizar o sensor.

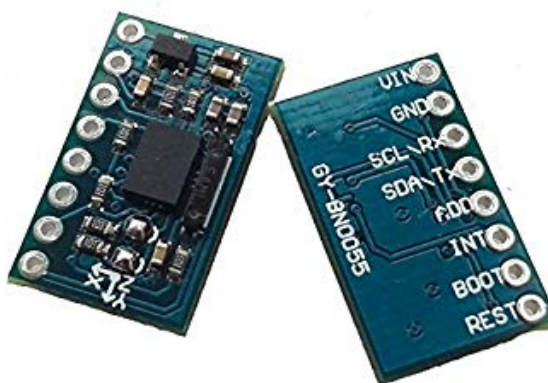


Figura 24 – Sensor BNO055.

#### *Características Acelerômetro:*

- Escalas de aceleração gravitacional de trabalho:  $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g/\pm 16g$
- Conversor analógico de 14 bits

#### *Características Giroscópio:*

- Escalas de trabalho:  $\pm 125^\circ/s$  à  $\pm 2000^\circ/s$
- Conversor analógico de 16 bits

#### *Características Magnetômetro:*

- Escalas do campo magnético de trabalho:  $\pm 1300\mu T$  para os eixos X,Y e  $\pm 2500\mu T$  para o eixo Z
- Resolução de  $\sim 0,3\mu T$

#### 3.4.1 Módulo IMU

O sensor BNO055 trabalha em conjunto com ATmega328, conforme a Figura 25.

A comunicação do sensor BNO055 e o ATmega328 é via barramento I2C, implementado via biblioteca `wire.h`(IDE arduino). Os pinos SCL e SDA do BNO055 são para comunicação e trabalham com a lógica de 3V a 5V, sendo o pino AD0 ligado ao aterramento para que se mantenha o endereço de barramento 0x28.

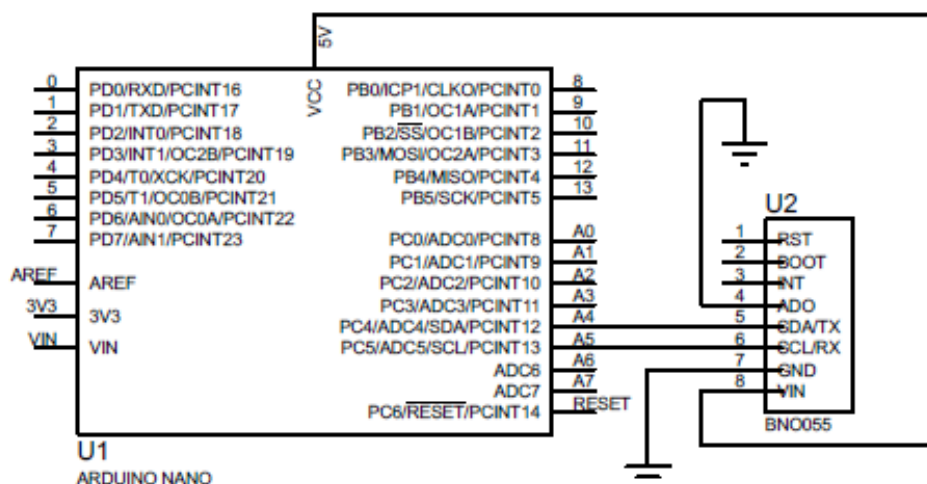


Figura 25 – Ligação ATmega328 com o sensor BNO055

#### *Configurações Default do Sensor BNO055:*

- Acelerômetro: 4G
- Giroscópio: 2000 °/s
- Magnetômetro: Não definido

### 3.4.2 Calibração

Largamente aplicado em escala industrial, em especial a indústria automotiva, o sensor BNO055 de fabricação da Bosch possui segundo o manual técnico um algoritmo interno para auto calibração. Para garantir a autocalibração, se faz necessário o passo a passo que se encontra disponível de forma gratuita e com amplo acesso em conjunto com o software fornecido pela fabricante seguindo a metodologia:

#### *Calibração do acelerômetro:*

- Em uma superfície plana coloque o sensor em 6 diferentes posições estáveis por alguns segundos
- Entre as 6 posições de calibração, garanta que ao menos uma vez o sensor esteja perpendicular ao eixo x, y e z

#### *Calibração do Giroscópio:*

- Com o sensor posicionado de maneira estável e fixo em uma única posição, aguarde alguns segundos para efetuar a calibração conforme o software acionado

#### *Calibração do Magnetômetro:*

- Seguindo a calibração para *hard iron*, de posse do sensor, executando no ar movimento em forma de "8" seguidas vezes

### 3.5 PROTOCOLO DE ARMAZENAMENTO DE DADOS

Os dados relativos a atitude de marcha do usuário e a força aplicada são armazenadas em um módulo de cartão micro SD. A comunicação *Master IN Slave OUT* (MISO) e *Master OUT Slave IN* (MOSI) por base serial consiste em um periférico como mestre e os demais como escravos. O módulo micro SD armazena os dados em .TXT, sua comunicação é via SPI, com o uso de MISO e MOSI. A Figura 26 mostra as conexões com o módulo micro SD.

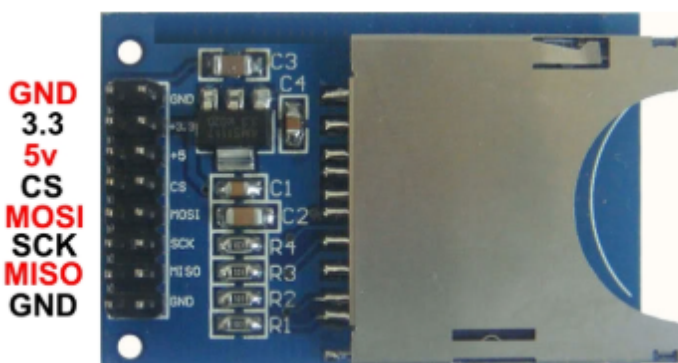


Figura 26 – Módulo Cartão Micro SD.

O módulo Micro SD pode ser alimentado com 5V ou 3.3 V, possui conexão de *clock* para sincronia de comunicação.

### 3.6 METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL

Os dados obtidos pelo FSR e pelo BNO055 são guardados no cartão micro SD para posterior avaliação, nesse contexto temos o ATmega328 como microcontrolador base do sistema. O ATmega328 é responsável pela execução da lógica do sistema, implementando a união dos dados fornecidos pelos sensores e sua alocação no cartão de memória.

A lógica aplicada ao sistema da muleta instrumentada, consiste no acionamento do botão acoplado ao punho da muleta, com este acionado, o sistema inicia de imediato a coleta de dado. Quando o botão acionado em um segundo momento, a coleta de dados é interrompida e os dados são armazenados no cartão SD.

## 4 RESULTADOS E ANÁLISES

Esta seção tem por objetivo a apresentação dos resultados referente a instrumentação da muleta do tipo canadense, o projeto de circuito eletrônico para unificação dos dados sensoriais, a confecção da placa de circuito impresso, a validação da força aplicada com a máquina de compressão e a força aplicada pelo usuário, o armazenamento destes dados em cartão SD, o monitoramento da atitude com relação ao espaço de marcha e o monitoramento da força aplicada.

### 4.1 PROJETO CIRCUITO ELETRÔNICO E PCI

O resultado apresentado na Figura 27 seguiu a metodologia proposta na seção 3.2.



Figura 27 – Placa de Circuito Impresso com os Componentes

Depreende-se da Figura 27, a disposição dos componentes na muleta canadense. Na placa de circuito impresso está instalado os sensores FSR e IMU, o módulo de cartão SD, o ATmega328 e com a fonte de alimentação em corrente contínua de 9V.

Escolheu-se fixar a instrumentação eletrônica da muleta canadense na parte posterior ao manguito de apoio, pois se fosse instalado na parte proximal de apoio do chão poderia aumentar o momento de inércia associado, mesmo que em baixo módulo. O *layout* escolhido visa que o usuário não mantenha contato direto com o circuito desenvolvido.

## 4.2 VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL DOS DADOS DE FORÇA

Com o FSR calibrado, foi executado sobre o sensor um teste de compressão para aferição da curva característica afim de comparação com os dados da máquina de compressão (INSTRON 8801).

O teste de compressão foi realizado sem implementação de pré carga no controlador PID do equipamento utilizado. Objetivando uma resposta representativa, escolheu-se uma rampa de aceleração de  $16N/s$  no intervalo de força de  $0N$  a  $1000N$ .

O sensor FSR forneceu 1170 dados amostrais e a INSTRON 8801 forneceu 5812 dados amostrais no teste dinâmico de compressão. Para comparar os dados é necessários que os eixo sejam representativos, por esse motivo escolheu-se normalizar a escala entre os testes, mantendo integro todos os dados. Logo temos que:

$$\begin{aligned} N_n &= \frac{N_{Instron}}{N_{FSR}} \\ N_n &= \frac{5812}{1170} \\ N_n &= 4,96 \end{aligned}$$

$N_n$  representa a contração do eixo da abscissa apenas nos dados da INSTRON 8801, a FIG. 28 representa 1170 dados do FSR e 5812 dados da INSTRON 8801.

Observa-se na FIG. 28 que as curvas são bem próximas, onde é possível denotar um leve *delay* do FSR em relação a INSTRON 8801, porém com resultados dentro dos limites de respostas aceitáveis demonstrado convergência da metodologia adotada. Acredita-se que as diferenças mínimas apresentadas são referentes ao erro instrumental associado ao experimento na ordem de 2%.

## 4.3 ARMAZENAMENTO DE DADOS

Os dados dos sensores comunicados ao ATmega328 são posteriormente armazenados no Cartão SD através de módulo conectado na PCI. As informações inseridas no cartão SD, Figura 29.

A FIG. 29 denota a organização dos dados por colunas, onde a primeira coluna ficam os dados referente à força aplicada pelo usuário, na segunda, terceira e quarta coluna temos os dados referente aos eixos X,Y e Z correspondentes aos ângulos *roll*, *pitch* e *yaw*.

O sistema de armazenamento proposto não objetiva o tratamento e análise dos dados, tendo por função somente fornece informações que subsidiarão pesquisas e análises futuras correlacionadas a patologias que necessitam da tecnologia assitiva da muleta canadense para serem implementadas.

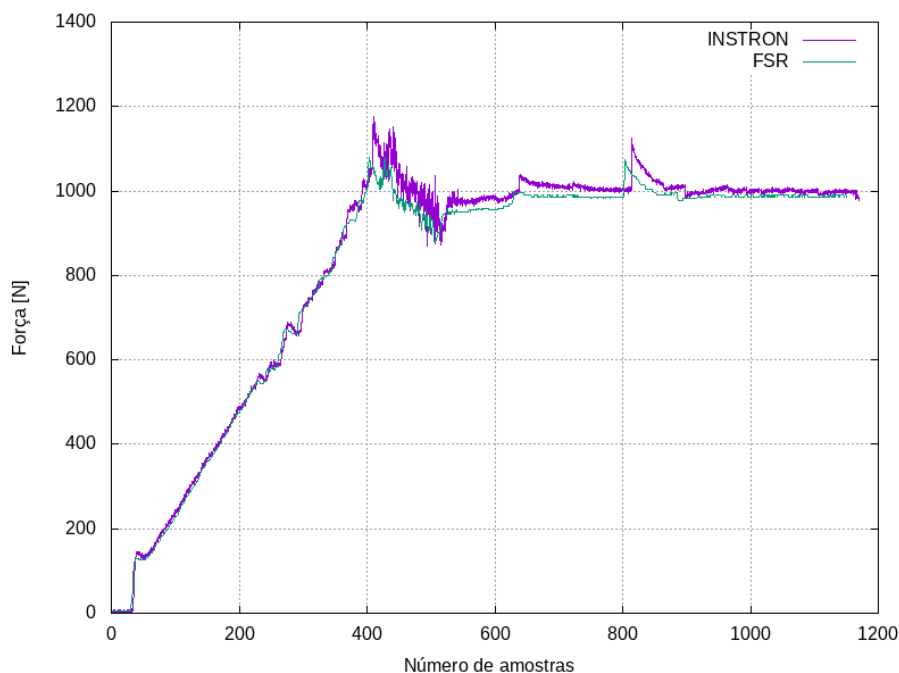


Figura 28 – **Curvas características FSR x Instron**

6.37	0.69	0.69	91.37
6.37	0.63	0.69	91.44
6.37	0.44	0.75	91.44
6.37	0.37	0.75	91.5

Figura 29 – **Armazenamento dos dados.** A primeira coluna são os dados de força em *kgf*, e respectivamente na segunda, terceira e quarta coluna são os ângulos X, Y e Z.

#### 4.4 MONITORAMENTO DINÂMICO DE FORÇA

Por meio de análise das forças inerentes ao processo de deambulação com o uso de muleta canadense, é possível estimar a força de reação propagada ao longo do sistema usuário-solo-muleta que teria reação no punho do usuário (punho de pega).

O sistema de instrumentação eletrônica para monitoramento desta força aplicada ao sistema objetiva o conhecimento quantitativo do módulo das forças de reação próxima a região de apoio do usuário.

A FIG. 32 infere a descrição do ciclo de marcha referente a 6 fases de balanço em que se faz uso da muleta nesse deambular com trajetória aproximadamente linear e uniforme, e ainda, o usuário não apresenta nenhuma debilidade de locomoção.

A FIG. 32 com seu respectivo desvio padrão amostral representa a variação da força durante a marcha com o uso de muleta canadense, onde os picos de força representam o contato da muleta com o solo e os vales denotam o momento de balanço.

Com um usuário de 80 kg e estatura aproximada de 1,87 metros, infere-se da FIG. 32

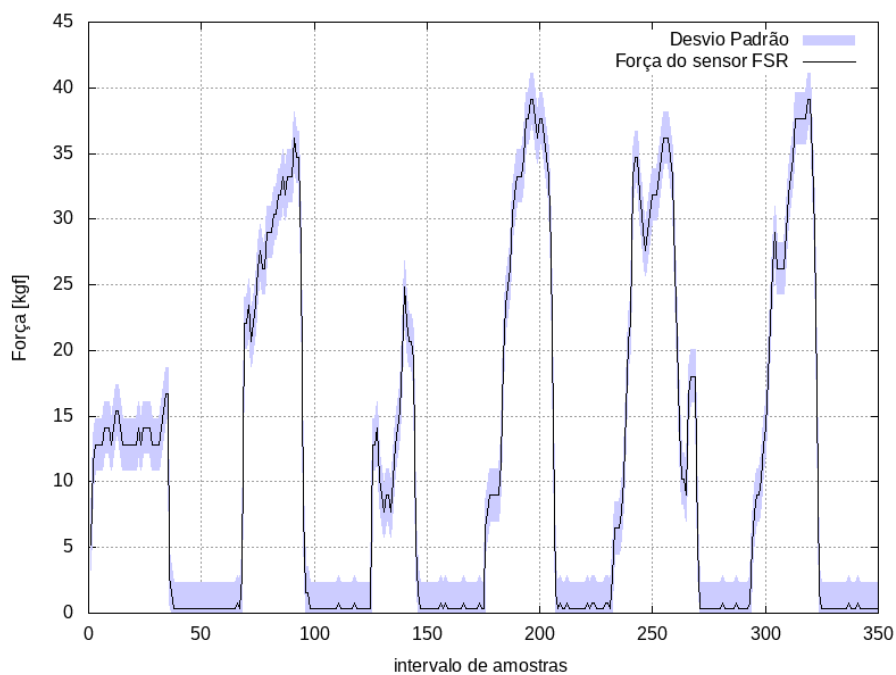


Figura 30 – **Monitoramento dinâmico de força.** Resposta da muleta canadense instrumentada para um intervalo de aquisição de dados.

que os picos são aproximadamente de 40 kgf, esses valores vão de encontro com análises de Melis et al. (1999), pois se encontra entre 15% à 50% do peso corporeo deste usuário.

#### 4.5 MONITORAMENTO DINÂMICO DE ATITUDE

A orientação espacial da muleta é baseada no plano tridimensional  $X, Y$  e  $Z$  com seus correspondente nos ângulos de Euler *Roll*, *Pitch* e *Yaw*, conforme a FIG. 31 esta orientação é totalmente empregada ao sensor BNO055, este responsável pela atitude do usuário da muleta.

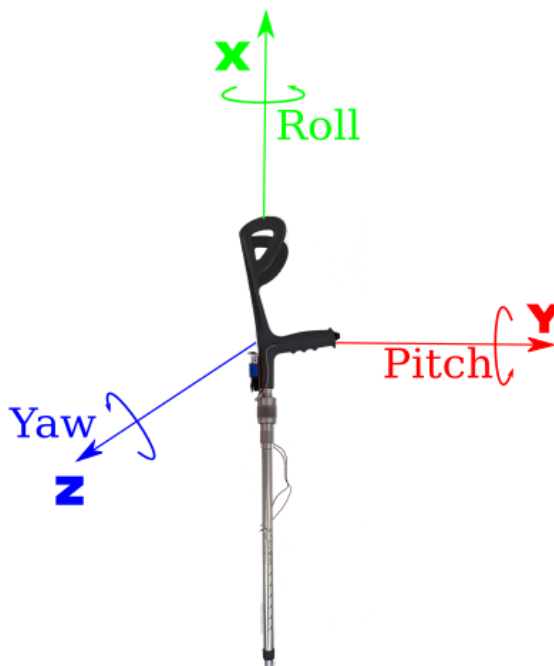


Figura 31 – **Referência dos eixos cartesianos para os ângulos de Euler.**

Com o sensor BNO055 instalado na parte posterior do manguito e acoplado a PCI, para verificação inicial dos testes dinâmicos de atitude foi analisado a resposta em tempo real via comunicação serial/computador.

O teste com usuário em marcha fazendo uso da muleta segue o procedimento descrito abaixo:

1. Utilizando a muleta canadense, acionado o botão *ON/OFF* no topo do punho de pega;
2. Realizar a deambulação conforme necessidade do usuário;
3. Após deambular, a qualquer momento o usuário desaciona o botão *ON/OFF* e os dados são salvos automaticamente em cartão SD.

A FIG. 32 faz referência ao deambular do usuário sem debilidades físicas de locomoção. O percurso escolhido para ser realizado se assemelha a uma figura geométrica retangular.

No eixo  $X$  da FIG. 32 é delineado o deambular com relação ao ângulo *roll*, resultado da mudança de orientação espacial em aproximados  $90^\circ$  com relação ao valor de origem do eixo  $X=360^\circ$ .



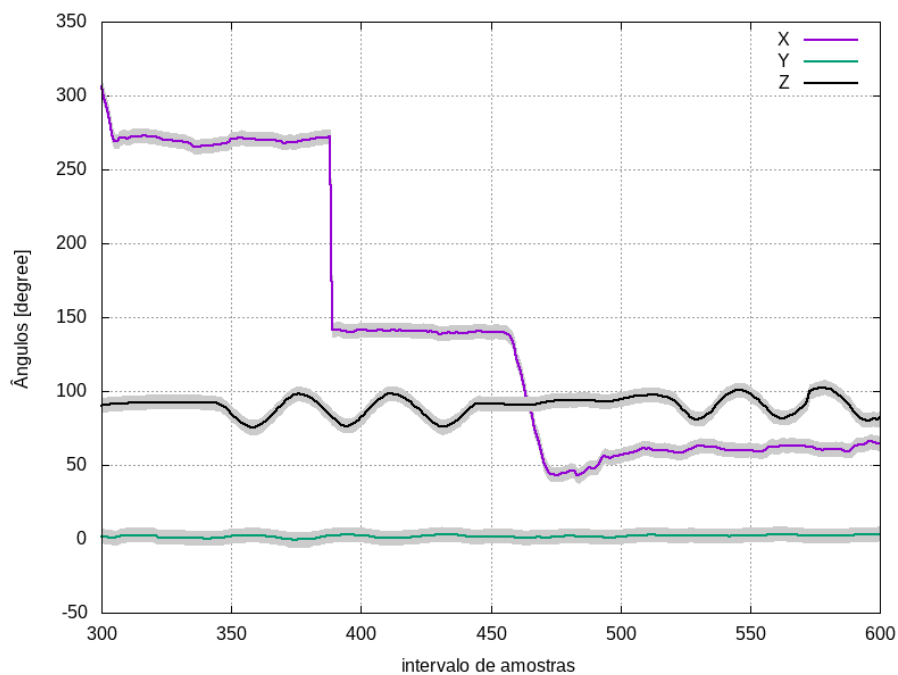


Figura 32 – **Monitoramento dinâmico de atitude.** Resposta da muleta canadense instrumentada para um intervalo de aquisição de dados, considerando os eixos  $X$ ,  $Y$  e  $Z$  em coordenadas retangulares.

Com relação ao eixo  $Y$  a FIG. 32 demonstra que o valor de origem em  $0^\circ$  sofreu pequenas variações de módulo, observando que, a muleta localiza-se sempre próxima ao membro inferior do usuário.

O eixo  $Z$  tem sua origem em  $90^\circ$  e a FIG. 32 evidencia uma variação angular em módulo sobre este eixo, correlacionando a marcha do usuário com as fases de balanço.

## 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho, devido ao modelo conceitual utilizado, possibilitou a compreensão das variáveis envolvidas nos processos de desenvolvimento e na avaliação experimental da instrumentação eletrônica para muleta canadense apresentada deste trabalho. Considera-se como bom o rendimento geral dos trabalhos realizados, pois os objetivos iniciais foram alcançados.

Com base nos resultados obtidos, é possível pontuar quatro principais pontos deste estudo, conforme listadas a seguir:

1. O desenvolvimento mecânico do projeto em conjunto com o sistema eletrônico para instrumentação proporcionaram uma integração ideal entre mecânica-incluído o corpo da muleta com o sistema de pistão-e eletrônica, possibilitando a obtenção de dados referente a marcha do usuário;
2. Os sensores BNO055 (IMU) e o sensor FSR para obtenção da força aplicada possuem amplo conteúdo técnico com fácil acesso, facilitando a implementação ao corpo do projeto e proporcionando dados estatísticos de interesse para a área de saúde e engenharia;
3. A eletrônica tem por base a busca por miniaturização e discretização dos componentes eletrônicos, a instrumentalização discreta acoplada ao manguito vem de encontro a essa vertente da eletrônica, proporcionando mesmo efeito estético e dinâmico com relação a uma muleta não instrumentada;
4. A diversidade física humana gera uma série de possibilidades adaptativas inerente as tecnologias assistivas, a muleta instrumentada pode ser usada pelos mais diversos usuários, pois possui auto calibração do sensor IMU que proporciona facilidade para o uso inicial e ínfima modificação estrutural para incorporação dos sensores.

Por fim, apontam-se três questões que não foram contempladas neste trabalho de conclusão de curso e que são de interesse para trabalhos futuros:

- A efetiva análise e processamento dos dados estatísticos fornecidos pelos sensores IMU e FSR, se submetidos a comite de ética, a muleta instrumentada pode servir para embasamento de decisões técnicas profissionais;
- Por ser uma primeira versão, melhoramentos no conjunto camisa-pistão para melhor fixação do sensor FSR, incluindo possíveis simulações em *softwares* para aprimoramento do sistema de monitoramento;

- Ampliando a aplicação da instrumentação eletrônica em muletas, em específico do tipo canadense, possibilitará efeito comparativo de dados estáticos e ampliação do quadro de atendimento aos usuários, abarcando com maior efetividade as áreas de saúde.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANVISA. *Guia de Auxílio na Implantação de Boas Práticas em Produtos Para Saúde*. [S.l.], 2013.
- BERSCH, M. L. S. e R. *Assistiva Tecnologia e Educação*. 2017. Disponível em: <http://www.assistiva.com.br/tassistiva.html>.
- BRASIL. *Tecnologia Assistiva*. Brasília: Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas, 2009. ISBN 9780195178777.
- CAPECCI, D. et al. Crutch tip for swing-through crutch walking control based on a kinetic shape. In: IEEE. *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE International Conference on*. [S.l.], 2015. p. 612–617.
- COM, M. et al. Biomechanical evaluation of handgrips for the design of elbow crutches. *Technology and Disability*, IOS Press, v. 10, n. 2, p. 115–121, 1999.
- CRASTO, R. V. P. de et al. Magnetômetro de fluxo saturado (fluxgate) em arranjo gradiométrico para detecção de dutos e cabos. 2003.
- DAPONTE, P. et al. Electronic measurements in rehabilitation. In: IEEE. *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2011 IEEE International Workshop on*. [S.l.], 2011. p. 274–279.
- DOOLEY, A.; MA, Y.; ZHANG, Y. The effect of a shock absorber on spatiotemporal parameters and ground reaction forces of forearm crutch ambulation. *Assistive Technology*, Taylor & Francis, v. 27, n. 4, p. 257–262, 2015.
- ELLIS, K. et al. Identifying active travel behaviors in challenging environments using gps, accelerometers, and machine learning algorithms. *Frontiers in public health*, Frontiers, v. 2, p. 36, 2014.
- FORHAN, N. A. E.; SENNA, J. R. S. Giroscopios mems. *urlib. net/sid. inpe. br/mtc-m19*, v. 80, p. 01–25, 2010.
- GAO, R.; ZHANG, L. Micromachined microsensors for manufacturing. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, IEEE, v. 7, n. 2, p. 20–26, 2004.
- GLISOI, S. F. d. N. et al. Dispositivos auxiliares de marcha: orientação quanto ao uso, adequação e prevenção de quedas em idosos. *Geriatrics, Gerontology and Aging*, Geriatrics, Gerontology and Aging, v. 6, n. 3, p. 261–272, 2012.
- GREVE, J. M. D. *Tratado de medicina de reabilitação*. [S.l.]: Editora Roca, 2007.
- GUIMARÃES, F. J.; CARVALHO, A. L. R. F.; PAGLIUCA, L. M. F. Elaboration and validation of an assistive technology assessment questionnaire. 2015.
- HALL, E. H. On a new action of the magnet on electric currents. *American Journal of Mathematics*, JSTOR, v. 2, n. 3, p. 287–292, 1879.

- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. *Biomechanical basis of human movement*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- JAMBERSI, A. B.; SILVA, S. d. The subtlety of the quaternions on the rigid body rotations. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, SciELO Brasil, v. 38, n. 2, 2016.
- KRAUSE, D. et al. Biodynamic feedback training to assure learning partial load bearing on forearm crutches. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 88, n. 7, p. 901–906, 2007.
- LEITE, F. I. d. L. *Desenvolvimento de uma muleta instrumentalizada para fins de acompanhamento clínico*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo.
- LEITE, W. V. et al. Avaliação cinemática comparativa da marcha humana por meio de unidade inercial e sistema de vídeo. In: *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. [S.l.: s.n.], 2014.
- LI, S.; ARMSTRONG, C. W.; CIPRIANI, D. Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing. *Archives of physical Medicine and Rehabilitation*, Elsevier, v. 82, n. 1, p. 86–92, 2001.
- MACGILLIVRAY, M. K.; MANOCHA, R. H.; SAWATZKY, B. The influence of a polymer damper on swing-through crutch gait biomechanics. *Medical Engineering and Physics*, v. 38, n. 3, p. 275 – 279, 2016. ISSN 1350-4533. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453316000072>.
- MELIS, E. et al. Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, Nature Publishing Group, v. 37, n. 6, p. 430, 1999.
- MELO, P. R. d. S.; RIOS, E. C. S. D.; GUTIERREZ, R. M. V. Placas de circuito impresso: mercado atual e perspectivas. Banco Nacional de Desenvolvimento Econômico e Social, 2001.
- MERRETT, G. V. et al. Augmenting forearm crutches with wireless sensors for lower limb rehabilitation. *Measurement Science and Technology*, IOP Publishing, v. 21, n. 12, p. 124008, 2010.
- NEWTONCBRAGA. *File:EfeitoHall.jpg — NewtonCBraga,Imagens*. 2016. [Online; accessed 20-July-2018]. Disponível em: <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/como-funciona/6640-como-funcionam-os-sensores-de-efeito-hall-art1050>.
- OGATA, K. et al. Engenharia de controle moderno, tradução paulo álvaro maya; revisao técnica fabrizio leonardi [et al.]. *São Paulo: Prentice Hall*, v. 12, p. 15–17, 2003.
- OLIVEIRA, J. H. d. Proposta de amortecimento adaptável para muleta canadense. 2017.
- OLIVEIRA, J. H. de. *PROPOSTA DE AMORTECIMENTO ADAPTÁVEL PARA MULETA CANADENSE*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade de Brasília, Junho 2017.
- PAPAKOSTAS, T. V.; LIMA, J.; LOWE, M. A large area force sensor for smart skin applications. In: *IEEE. Sensors, 2002. Proceedings of IEEE*. [S.l.], 2002. v. 2, p. 1620–1624.
- PERRY, J. *Análise de marcha: marcha patológica*. Trad. Alethéa Gomes Nardini Araújo. [S.l.]: Barueri: Manole, 2005.

- PORTO, F. et al. construção e calibração de um acelerômetro triaxial de baixo custo para análise biomecânica do movimento humano. *XXVII Simpósio Internacional de Ciências do Esporte*, p. 250, 2004.
- REQUEJO, P. S. et al. Upper extremity kinetics during lofstrand crutch-assisted gait. *Medical Engineering and Physics*, Elsevier, v. 27, n. 1, p. 19–29, 2005.
- ROBERTSON, D. et al. Research methods in biomechanics . champaign, il: Human kinetics. *Rodrigues JM, Luís AL, Lobato JV, Pinto MV, Lopes MA, Freitas M, Geuna S, Santos JD, Maurício AC,(2005a).”Determination of the intracellular Ca<sup>2+</sup> concentration in the N1E-115 neuronal cell line in perspective of its use for peripheric nerve regeneration.”Bio-Medical Material and Engineering*, v. 15, p. 455–465, 2004.
- ROGERS, E.; LEINWEBER, M. J.; ANDRYSEK, J. Analysis of terrain effects on the interfacial force distribution at the hand and forearm during crutch gait. *Assistive Technology*, Taylor & Francis, v. 28, n. 4, p. 202–208, 2016.
- SAMPAIO, M. T. e R. Uma revisão sobre a parametrização de rotações finitas na dinâmica de corpos rígidos. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences*, Scielo, v. 22, n. 2, p. 3534–3539, 2000.
- SARDINI, E. et al. Wireless instrumented crutches for force and tilt monitoring in lower limb rehabilitation. *Procedia Engineering*, Elsevier, v. 87, p. 348–351, 2014.
- SOUSA, D. S. S. et al. Análise clínica da marcha exemplo de aplicação em laboratório de movimento. *2º Encontro Nacional de Biomecânica: Livro de actas*, 2007.
- TAO, W. et al. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, Molecular Diversity Preservation International, v. 12, n. 2, p. 2255–2283, 2012.
- YOUODAS, J. W. et al. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 86, n. 3, p. 394–398, 2005.