

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

**MULETA CANADENSE INSTRUMENTADA PARA  
MONITORAMENTO DINÂMICO DAS FORÇAS DE CONTATO COM  
USUÁRIO**

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

**Brasília, DF**  
**2017**



**JACKSON PAZ BIZERRA DE SOUZA**

**MULETA CANADENSE INSTRUMENTADA PARA MONITORAMENTO  
DINÂMICO DAS FORÇAS DE CONTATO COM USUÁRIO**

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**

**2017**



## **MULETA CANADENSE INSTRUMENTADA PARA MONITORAMENTO DINÂMICO DAS FORÇAS DE CONTATO COM USUÁRIO**

**Jackson Paz Bizerra de Souza**

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia de Energia da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 20/06/2017 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 Santo Oliveira, UnB/ FGA, UnB/FGA**  
Membro Convidado

---

**-, UnB/ FGA, UnB/FGA**  
Membro Convidado

---

**-, UnB/ FGA, UnB/FGA**  
Membro Convidado

Brasília, DF

2017

## RESUMO

A reabilitação de pacientes com lesões em membros inferiores passa pelo uso da tecnologia assistiva. A muleta é um elemento essencial da locomoção de paciente debilitados, em específico para este trabalho será utilizada a muleta do tipo canadense adaptada com disco de látex ou polímero em seu eixo principal. 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 e aceleração de deambulação. Para aquisição destes dados serão usados sensores modulares de célula de carga, giroscópico e acelerômetro, todos em uma plataforma de circuito impresso com o microcontrolador Atmega 328, viabilizando o baixo custo de projeto. 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 para tomadas de decisões, indicações e observações médicas e fisioterápicas, proporcionando de forma geral o mapeamento desta.

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

## SUMÁRIO

# 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 (??).

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 (??).

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 (??).

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 (??). 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 a aproximadamente 5000 anos (??). 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 (????).

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 (??).

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 (??).

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 ??) 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 ??). 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 (??).

O uso de muletas devolve o equilíbrio ao usuário durante a marcha proporcionando um melhor descarregamento das forças exercidas pelo debilitado (??). As forças aplicadas à muleta durante a marcha compõem o conjunto de informações necessárias para caracterizar o deambular ideal do paciente debilitado, e consequentemente 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 ??) 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 dos sensores (*Force Sensor Resistor*, acelerômetro, giroscópio e magnetômetro) e microcontrolador AtMega 328. São objetivos específicos deste trabalho:

- Configurar sensor de goniometria que auxiliem à obtenção de ângulos;
- Configurar sensor de aceleração que auxiliem à obtenção da velocidade de deambulação;
- Configurar *Force Sensor Resistor* que auxiliem à obtenção da força aplicada sobre a muleta;
- Calibrar os sensores;
- Executar teste para coletar dados dos sensores;
- Projetar e configurar adaptações para instrumentação eletrônica da muleta canadense;

## 1.3 APRESENTAÇÃO DO DOCUMENTO



## 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 ??), onde realizou-se a instrumentação de uma muleta canadense ou *lofstrand*, conforme Figura ??, 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.

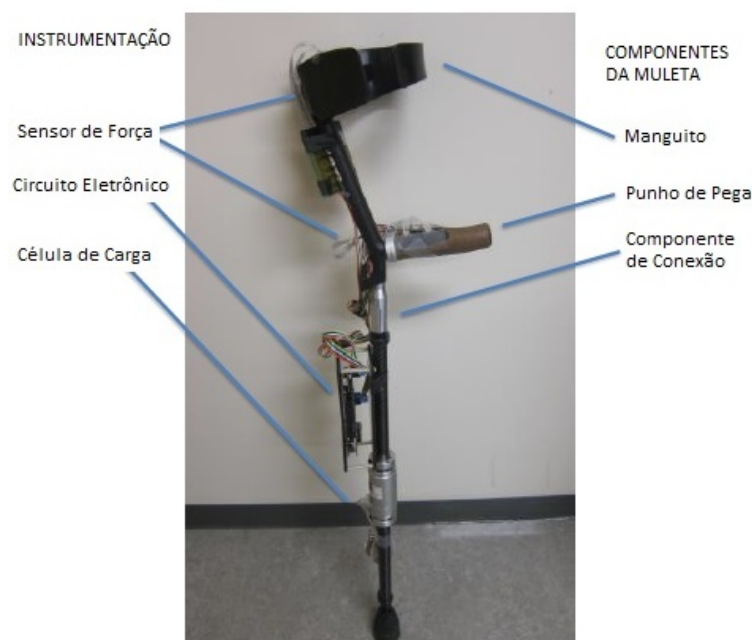


Figura 1 – **Muleta Instrumentada, adaptado de (ROGERS, 2014)**

??) faz uso de uma célula de carga acoplada ao corpo da muleta, vide Figura ??, ainda sensores *force sensitive resistor* 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, ??) 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, 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 ??), acelerômetro e sensor de pressão (FSR), conforme Figura ??, e ainda um *buzzer* para sinalizar sonoramente a quantidade de força aplicada pelo usuário.

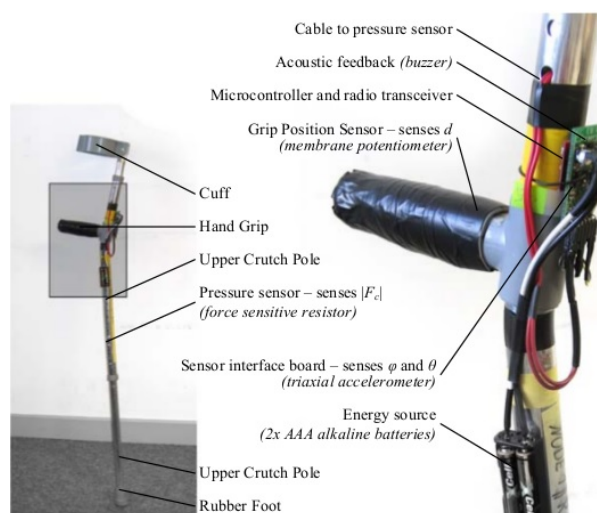


Figura 2 – Muleta instrumentada para acelera a reabilitação de membros inferiores lesionados (??)

Em estudos realizados na Universidade de Brescia, ??), este grupo realizou um trabalho com foco também na instrumentação eletrônica, porém de bengalas, vide Figura ?. 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*.

Em síntese, os trabalhos apresentados denotam que os sensores de medida inerciais (IMU) são bastante aplicados na área de instrumentação eletrônica, e que sensores *force sensitive resistor* (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

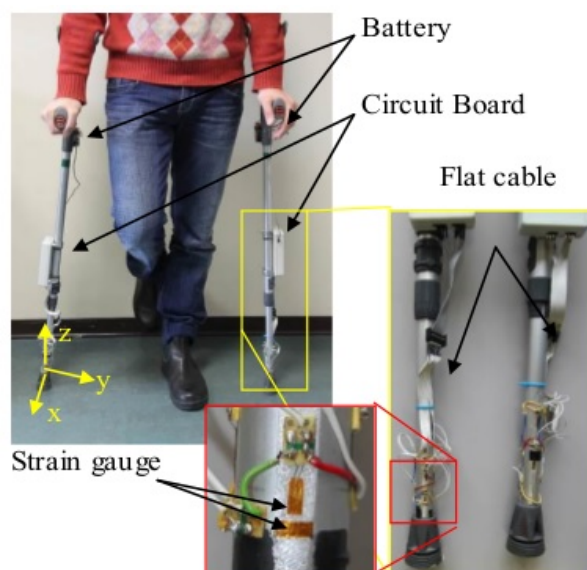


Figura 3 – Bengala instrumentada para reabilitação de membros inferiores (??)

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 (??).

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 (??). 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 (??). 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 (??).

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 (??).

Em acordo com ??), 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 Figura ??.

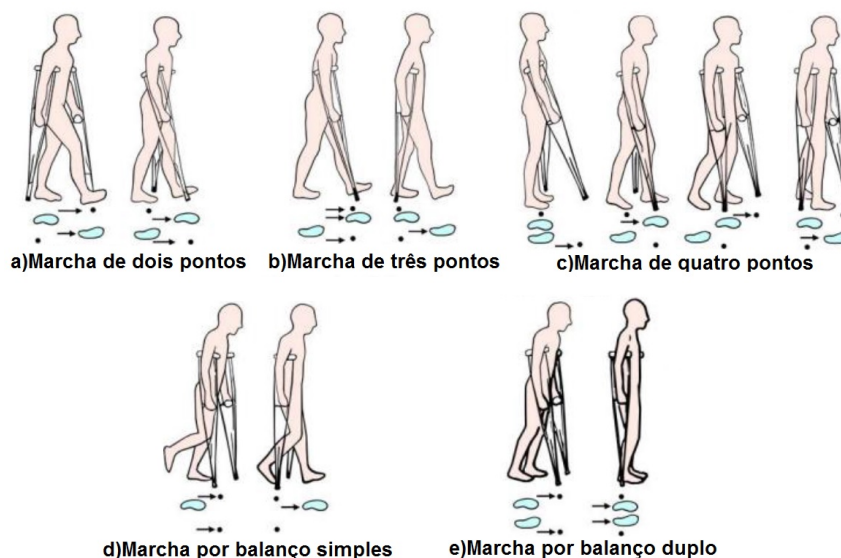


Figura 4 – **Tipos de marchas com muletas.** As figuras (a),(b) e (c) representa os tipos de marcha de suporte, as figuras (d) e (e) representam os tipos de marcha de suspensão, adaptado de (ROGERS, 2014)

Compõem a marcha com o uso de muletas o suporte e a suspensão, a marcha de dois pontos, de três pontos, e por 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 (??).

E estudos por ?? 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, ?? 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 ??, 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 Figura ??.

Infer-se da Figura ?? 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,

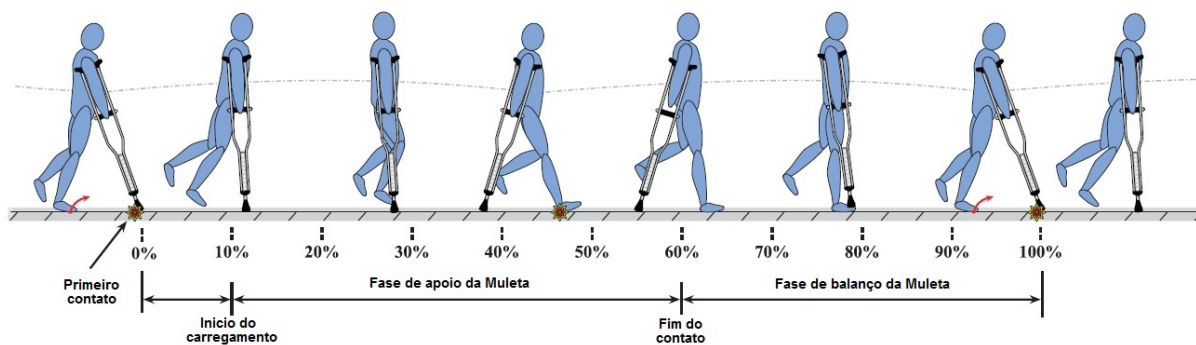


Figura 5 – **Ciclo de Marcha Assistida. Etapas do ciclo de deambulação assistida. Adaptado de (CAPECCI et al., 2015).**

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 (??).

Os pontos críticos da marcha são designados por ??) na fase de contato e carregamento, onde ambas as fases geram grande impacto no membro superior de apoio, com ??) a fase de apoio supera a fase de carregamento em pelo menos 3 vezes o valor desta, implicado 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 (??).

## 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 (??). 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 (??). 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 (??).

### 2.3.1 MULETA CANADENSE

A muleta canadense, também conhecida como *lofstrand*, muleta de antebraço, tem como principal item identificador, o manguito conforme Figura ??.



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 (??). 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. No Quadro ??, o ponto de controle e primeiro apoio da muleta se encontra no punho ,item( 5 ) quadro 2, este na parte superior da haste, possibilitando ao usuário firmeza e controle no deambular. Posterior ponto de apoio, item( 2 ) quadro(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 .

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 ??) tem por objetivo fornecer aos fabricantes e comercializadores de produtos para saúde auxílio para



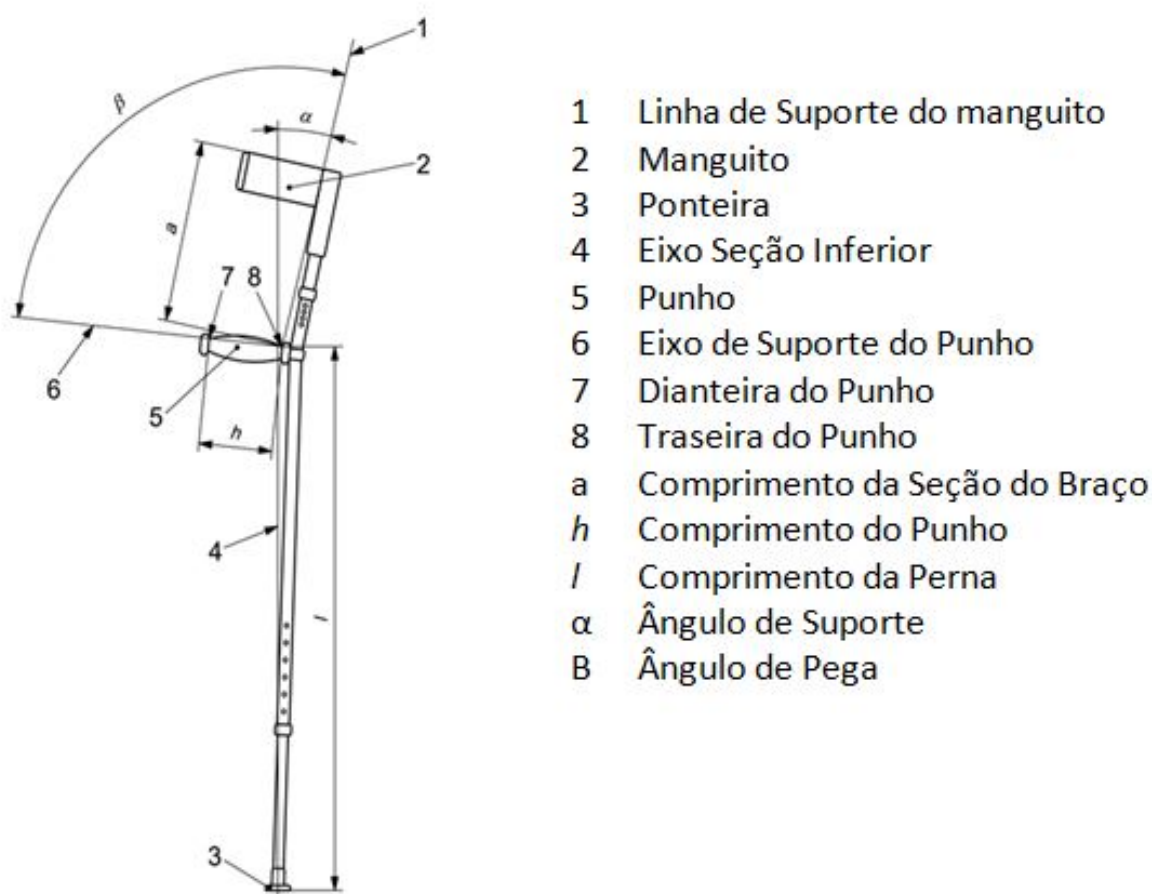


Figura 7 – **Dimensões Características, adaptado ISO (ISO11334-1, 2007).**

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 AtMega 328, pois tem grande versatilidade programável e possui vasta bibliografia correlacionada a área de prototipagem. O AtMega, 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 ??, o AtMega 328 possui 28 pinos de conexão, onde 23 destes possibilitam controlar I/O dos dispositivos conectados ao microcontrolador através destas portas.

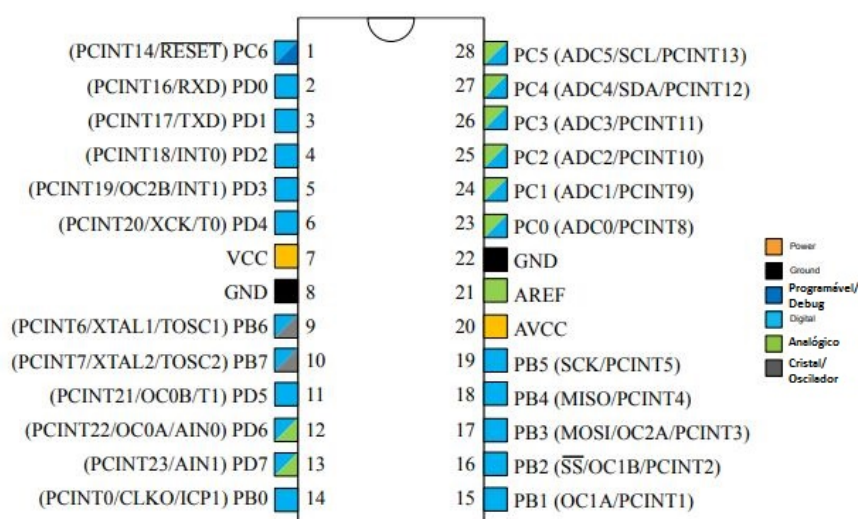


Figura 8 – Pinagem ATmega328, adaptado Atmel.

O microcontrolador AtMega 328 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 USART, SPI e I2C, com corrente total máxima de operação limitada a 200 mA. Neste trabalho, usará o Arduino uno R3 como plataforma de programação do AtMega 328, 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 1ª lei de Isaac Newton explana 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 (??).

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 (??). 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 (??).

Os acelerômetros baseado na tecnologia MEM's são divididos em dois tipos: acelerômetros piezo resistivos, vide Figura ?? e acelerômetros capacitivos, vide Figura ??

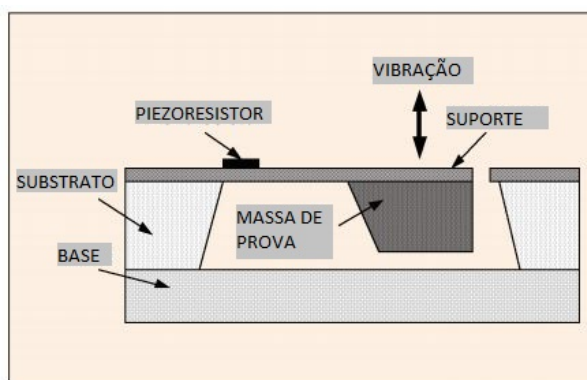


Figura 9 – **Acelerômetro MEM piezoresistivo. Adaptado de (??)**

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

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

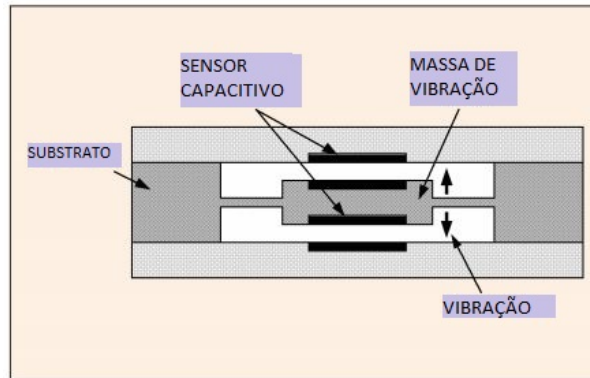


Figura 10 – **Acelerômetro MEM Capacitivo. Adaptado de (??)**

mudanças da capacitância entre uma massa de prova e um eletrodo fixo e condutivo por uma abertura estreita (??).

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 ???. 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.

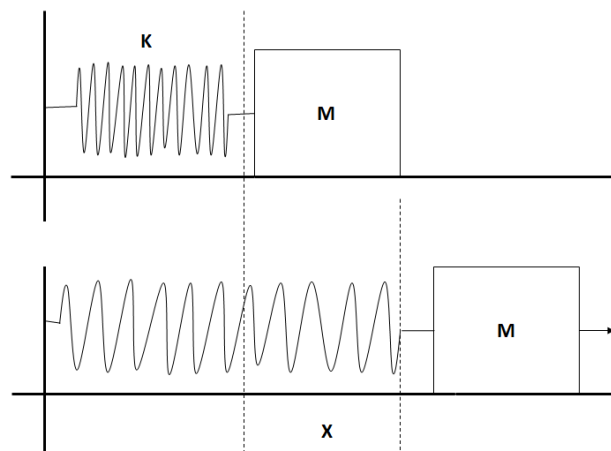


Figura 11 – **Modelo Massa Mola. Adaptado de (??)**

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 angular sobre um referencial rotativo. Quando realizado o esforço *Coriolis* como movimento linear integrado com o giroscópio é obtido a taxa angular (??). O conceito básico de giroscópio é definido por ??) 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 ??.

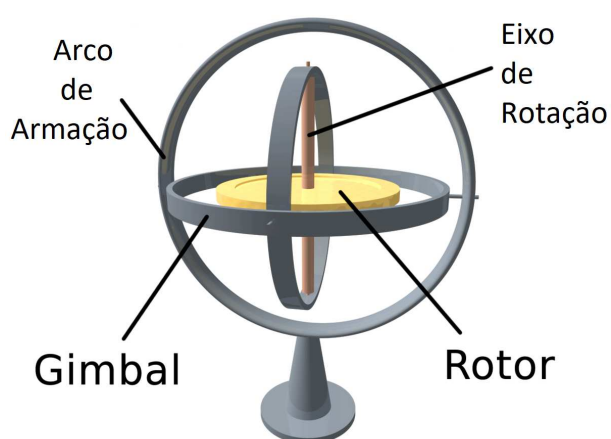


Figura 12 – Modelo de Giroscópio. Adaptado de Google Imagens

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 princípio 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 Figura ?? sendo proporcional à velocidade angular rotacional (??).

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 peço giroscópio ao longo do tempo. Este processo de erro sistemático é reduzido com o uso do sensor magnetrômetro, dispositivo descrito no tópico seguinte.

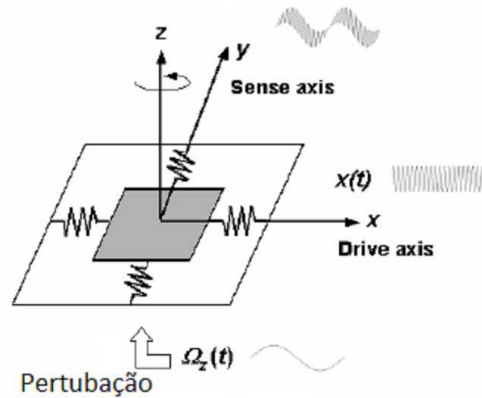


Figura 13 – Modelo de Giroscópio com Massa de Prova Única. Adaptado de (??)

### 2.6.3 MAGNETRÔMETRO

O 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*.(??). Os sensores de efeito *Hall* são os mais aplicados para detecção de campo magnético, este efeito segundo ??) tem correlação com o aparecimento em um condutor elétrico, transversal ao fluxo de corrente e um campo magnético em  $90^\circ$ , 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 ??.

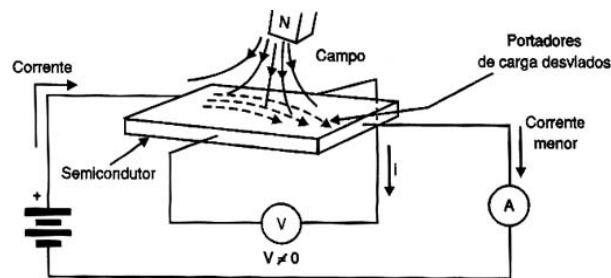


Figura 14 – Sensor de Efeito Hall (??)

## 2.7 SENSOR FSR

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

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

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 ??

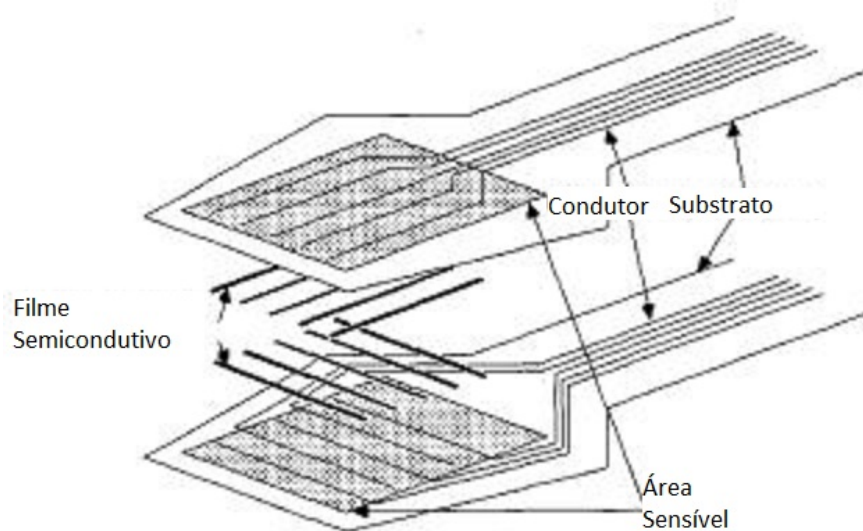


Figura 15 – ,  
Sensor Força Resistivo. Adaptado de (??).

## 2.8 SISTEMA DE REFERENCIAL DE ATITUDE E DIREÇÃO

## 2.9 PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo tem por finalidade a descrição das etapas de instrumentação da muleta canadense, incluído, a implementação quanto ao uso dos sensores IMU, FSR e a armazenagem de dados quanto à marcha do paciente. A organização do capítulo é designada desta forma: na ??

- 3.1 DISPOSITIVO ELETRÔNICOS
- 3.2 CALIBRAÇÃO DOS SENSORES
- 3.3 CIRCUITO ELETRÔNICO
- 3.4 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAIS

## 4 RESULTADOS E ANÁLISES

### 4.1 AJUSTE DE CALIBRAÇÃO

### 4.2 PARAMETRIZAÇÃO DOS SENSORES

### 4.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS

## 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS



## 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.
- FORHAN, N. A. E.; SENNA, J. R. S. Giroscopios mems. *urllib. 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.

- 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>.
- 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 Ca2+ 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.; LEINEWEBER, 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.
- 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.
- SUNG, W.-T.; KANG, T.; LEE, J. G. Controller design of a mems gyro-accelerometer with a single proof mass. *International Journal of Control, Automation, and Systems*, v. 6, n. 6, p. 873–883, 2008.
- TAO, W. et al. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors, Molecular Diversity Preservation International*, v. 12, n. 2, p. 2255–2283, 2012.
- YOUDAS, 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.