

Capítulo I – Modelagem Biomecânica da Articulação Talocrural por Meio de Ferramentas Computacionais

Luis Gustavo Ferrareto Espontão ¹

Wesley Candido da Silva ²

Renato Kazuo Miyamoto ³

RESUMO

A Neuropatia Periférica (NP) se trata de qualquer doença que ocasione disfunção dos nervos do sistema nervoso periférico. Segundo Fortaleza (2011), indivíduos com NP apresentam alteração no sistema de controle postural, devido ao comprometimento motor, especialmente na articulação talocrural. A combinação dessa alteração pode levar estes indivíduos a um maior risco de quedas e prejuízos funcionais. O estudo realizado neste artigo consiste no desenvolvimento de metodologias de estimação de modelos que sejam capazes de simular a estrutura de controle postural de um ser humano. Dessa forma o primeiro passo consiste em estimar uma função de transferência, que represente uma resposta em forma de simulação computacional, em sequência será realizado uma amostragem de dados, utilizando o modelo do sistema biomecânico (COELHO, 2015), para a montagem de uma planta eletromecânica, onde será realizado a coleta de dados, resultando em dois modelos que expressam de forma satisfatória o comportamento biomecânico.

Palavras-chave: Modelagem, Pêndulo, biomecânica, LabVIEW, Matlab.

Biomechanical Modeling of the Talocrural Joint Using Computational Tools

ABSTRACT

Peripheral Neuropathy (PN) is any disease that causes dysfunction of the nerves of the peripheral nervous system. According to Fortaleza (2011), individuals with NP present alterations in the postural control system due to motor impairment, especially in the talocrural joint. The combination of this alteration can lead these individuals to a higher risk of falls and functional impairments. The study carried out in this paper consists in developing methodologies for estimating models that are able to simulate the postural control structure of a human being. Thus, the first step consists of estimating a transfer function that represents a response in the form of computer simulation, then a data sampling will be performed, using the model of the biomechanical system (COELHO, 2005), for the assembly of an electromechanical plant, where data collection will be performed, resulting in two models that satisfactorily express the biomechanical behavior.

Keywords: Modeling, Pendulum, Biomechanics, LabVIEW, Matlab.

¹ Engenheiro Eletricista. UniSenaiPR - Campus Londrina. luis.espontao@sistemafiep.org.br

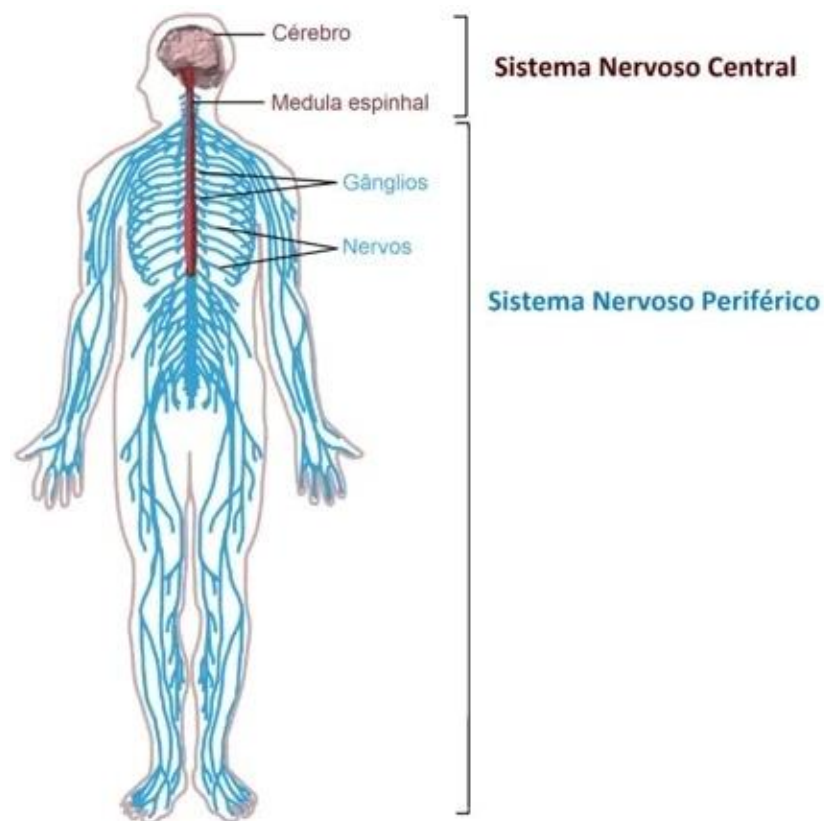
² Especialista. UniSenaiPR - Campus Londrina, wesley.candido@sistemafiep.org.br

³ Doutor em Engenharia Elétrica. UniSenaiPR - Campus Londrina, renato.miyamoto@sistemafiep.org.br

1 INTRODUÇÃO

A Neuropatia periférica (NP) se trata de qualquer doença que ocasione disfunção dos nervos do sistema nervoso periférico (Figura 1), podendo se manifestar de maneira aguda ou crônica. Embora possa afetar homens e mulheres de todas as faixas etárias, estudos apontam que a NP ocorra mais frequentemente em indivíduos com idade superior a 40 anos. Nesse cenário, estima-se que aproximadamente 5% da população sofra de alguma neuropatia periférica, dentre os quais cerca de 30% sejam indivíduos com mais de 70 anos (RUSSEL, 2017).

Figura 1 - Representação do Sistema Nervoso Periférico



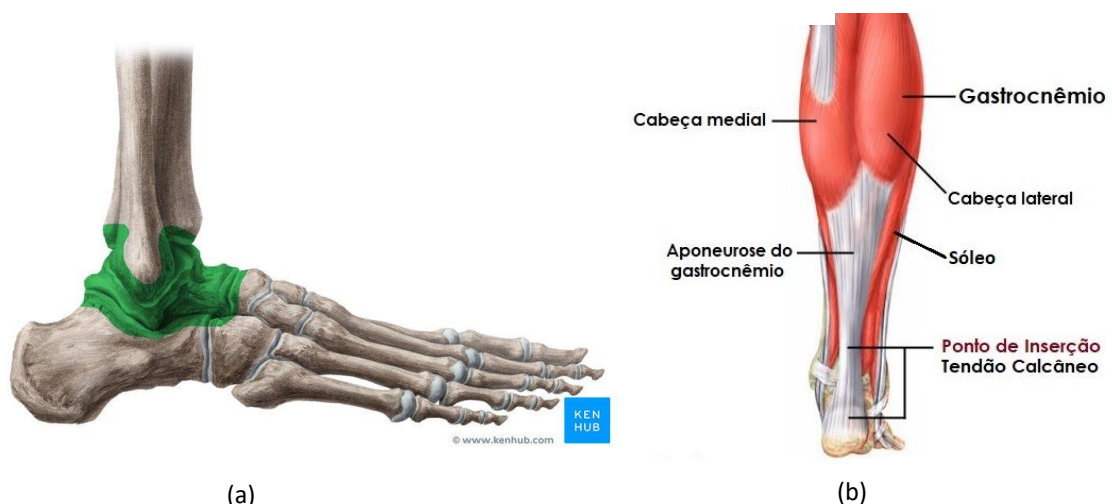
Fonte: Adaptado de CROCHOT (2006)

Também se pode relacionar alguns casos de neuropatia periférica (NP) a Diabetes *Mellitus* (DM). Uma das complicações mais comuns ocasionadas pela DM é a neuropatia periférica diabética (NDP). Dados apontam que aproximadamente 50% das pessoas com DM podem desenvolver essa complicação dentro de 10 a 15 anos de diagnóstico, esse fato pode resultar em efeitos prejudiciais nas habilidades físicas e motoras dos membros superiores e inferiores (FORTALEZA, 2011).

Os efeitos prejudiciais a síndromes relacionadas a NP, podem causar um déficit a manutenção do equilíbrio de nosso corpo em atividades estáticas e dinâmicas, para isso nossos sistemas sensoriais e motores devem estar integrados para serem processados pelo Sistema Nervoso Central (SNC) (DUARTE, 2010). A NP é uma condição irreversível, portanto a única forma eficaz de tratamento é realizada por meio de acompanhamento periódico profissionais da saúde e hábitos preventivos.

Segundo Fortaleza (2011), indivíduos com NP ou NDP apresentam alteração no sistema de controle postural, devido ao comprometimento motor, especialmente na articulação talocrural, conforme ilustra a Figura 2 (a). A anatomia do tornozelo é composta pelo agrupamento muscular formado pelo músculo gastrocnêmico, juntamente com o sóleo, responsáveis pela inserção comum ao tendão calcâneo (Aquiles) no osso calcâneo de acordo com a Figura 2 (b) (PALASTANGA, 2000).

Figura 2 - Anatomia Tornozelo, para (a) Articulação Talocrural e (b) Agrupamento Muscular.



Fonte: (a) CARMO; CARMO (2022), (b) DOOLEY (2015).

Em conjunto, a articulação talocrural e o agrupamento muscular são responsáveis pelos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, para a manutenção do controle postural, e bem como a alteração do sistema somatossensorial. A combinação dessa alteração pode levar estes indivíduos a um maior risco de quedas e prejuízos funcionais, como lesões, restrição prolongada no leito, fraturas e até mesmo a morte, implicando diretamente na qualidade de vida do paciente e segurança no tratamento.

A manutenção do equilíbrio do corpo humano ocorre pela atividade de vários sistemas complexos em conjunto para a atuação de variáveis do sistema. Neste caso, destaca-se a atuação na área da Biomecânica, que realiza estudos em uma abordagem dos conhecimentos da mecânica aplicados ao comportamento biológico dos seres vivos.

Por meio de estudos realizados na literatura chegou-se a duas grandezas relacionadas ao controle de postura: o centro de massa do corpo (*COP - Center of Pressure*) e o centro de pressão (*COM – Center of Mass*) (AMADIO et al., 1999). Para compreender os mecanismos de controle postural, é analisado a trajetória do centro de massa do corpo humano (*COP - Center of Pressure*), associada ao movimento do centro de pressão. Essa relação está associada ao resultado de interação das forças de reação do solo com apoio do corpo humano ao chão, a fim de estudar o controle do corpo em relação a base de apoio e equilíbrio (MOCHIZUKI, 2003).

Uma das formas de auxiliar o paciente com quadros de déficits de controles motores e até mesmo a completa falta, é por meio do uso de estratégias de estimulação elétrica funcional (*FES - Functional Electrical Stimulation*). A referida estratégia utiliza neuromodulação não invasiva, em que pacientes com déficit de locomoção ou lesão medular, podem ter seus músculos ativados. Essas contrações artificiais podem contribuir para o trofismo neuromuscular, vasomotor, entre outros.

Ainda, pode ocorrer uma possível melhoria na autoestima do paciente e ganhos na sua qualidade de vida (BRONIERA JUNIOR, 2021). Segundo BRONIERA JUNIOR (2021), ressalta-se que devido a variações fisiológicas como a fadiga muscular e a adaptação do motoneurônio, o uso da FES, pode ser limitado devido ao decaimento da força muscular em função de sua aplicação, constante ou de saturação da ação de controle em aplicações de malha fechada.

Objetivando a região do complexo muscular responsável pela dorsiflexão ou flexão dorsal e flexão plantar, ilustrado pela Figura 3, que compõem a biomecânica relacionado a articulação talocrural, onde é o principal ponto de comprometimento do controle postural em casos de neuropatia periférica. O desenvolvimento do estudo será efetuado a partir da sintetização da literatura relacionado ao tema, obtendo um modelo de referência para comparação com a metodologia experimental realizada,

entre etapas de prototipação da planta, análise dos dados e modelagem através de softwares matemáticos.

Figura 3 - Movimentos do tornozelo



Fonte: KENDALL et al. (2007).

O foco do estudo a ser realizado neste artigo consiste no desenvolvimento de metodologias de estimação de modelos que sejam capazes simular a estrutura de controle postural de um ser humano através de atuadores elétricos e mecânicos, para isso, um protótipo que emula a postura humana ereta será implementada fisicamente. Neste protótipo, uma máquina de corrente contínua (CC) será utilizada para emular os movimentos do tornozelo. A curva de reação da planta será utilizada para a estimativa do modelo matemático, que será comparado ao modelo proposto para identificar a viabilidade e confiabilidade de tais estratégias.

A Seção 2 aborda os fundamentos e aspectos relacionados aos estudos da literatura para aprofundamento da metodologia desenvolvida no artigo.

1. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

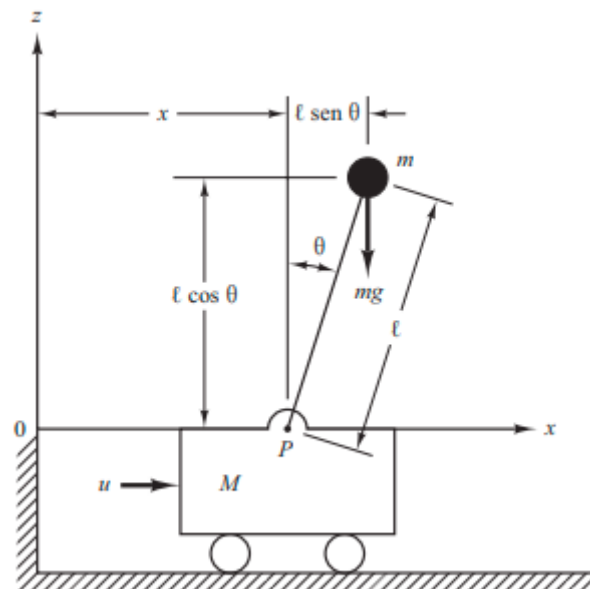
Segundo Maya (2014), um sistema é definido como um conjunto de elementos que criam um determinado comportamento, pensando em sistemas físicos, ou seja, quando esses elementos são reais podemos imaginar sistemas elétricos, mecânicos, térmicos, entre outros. Neste contexto, algumas pesquisas tratam da aproximação do

modelo biomecânico da postura ereta, considerando o plano sagital e a articulação talocrural como uma dobradiça, ao modelo matemático do pêndulo invertido.

2.1 PÊNDULO INVERTIDO

Segundo Ogata (2010), o pêndulo invertido é um sistema instável, pois pode cair a qualquer momento, em qualquer direção, sendo necessária uma aplicação de uma força adequada de controle. Considerando um problema bidimensional, onde o movimento do pêndulo fica restrito apenas ao plano lateral, conforme ilustrado pela Figura 4.

Figura 4 - Pêndulo Invertido



Fonte: Adaptado de OGATA (2010).

Considerando o sistema da Figura 4, tem-se a massa do sistema está concentrada no topo da haste, o centro de gravidade é dado pelo centro da esfera no topo do pêndulo. Assim o momento de inércia sobre o centro de gravidade é pequeno, podendo ser desprezado. Desse modo é possível aproximar um modelo matemático (OGATA, 2010). Podemos expressar matematicamente:

$$(M + m) \times \ddot{x} + m \times l \times \ddot{\theta} = u \quad (1)$$

$$m \times l^2 \times \ddot{\theta} + m \times l \times \ddot{x} = m \times g \times l \times \theta \quad (2)$$

Onde:

- $\Theta(s)$ = ângulo do pêndulo em rad;
- $U(s)$ = força aplicada em N;
- M = massa do carrinho em em Kg;
- m = massa do pêndulo em Kg;
- l = comprimento da haste em m;
- g = gravidade em m/s^2 .

Rearranjando as equações (1) e (2), obtendo duas equações através da eliminação de \ddot{x} da equação (1) e $\ddot{\theta}$ da equação (2), obtemos a seguinte função de transferência para o sistema:

$$\frac{\Theta(s)}{-U(s)} = \frac{1}{M \times l \times s^2 - (M + m) \times g} \quad (3)$$

A partir deste modelo apresentado por Ogata (2010), foram realizados estudos por pesquisadores da biomecânica, com o objetivo de sintetizar o comportamento complexo do sistema musculoesquelético, como o estudo de Coelho (2005).

2.2 APROXIMAÇÃO BIOMECÂNICA SIMPLES DA POSTURA ERETA

O sistema biomecânico do ser humano, composto pelos músculos e esqueleto é um mecanismo articulado ativo extremamente complexo com cerca de 244 graus de liberdade e cerca de 650 geradores individuais de força (músculos) (Coelho, 2005). Segundo Coelho (2005), a modelagem precisa da dinâmica deste sistema ultrapassa a capacidade atual da ciência e tecnologia. Desta forma, apesar da extrema complexidade, a característica principal de um sistema musculoesquelético durante a postura ereta quieta pode ser aproximada a um modelo físico matemático de um pêndulo invertido com segmentos rígidos articulados por juntas.

Os músculos de cada componente podem ser agrupados como atuadores de torque em cada área. A maioria dos estudos utiliza o pêndulo invertido simples como modelagem para o equilíbrio postural em postura ereta quieta, sendo vantajoso pois

pode-se associar o movimento do *COP* (*Center of Pressure*) com o movimento do *COM* (*Center of Mass*) (CAVALHEIRO, 2010).

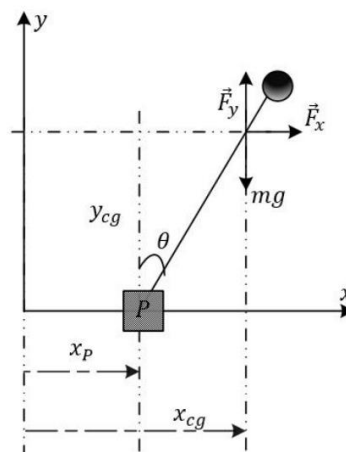
Dessa forma pode-se descrever um modelo de um pêndulo simples para representar a dinâmica do sistema no plano lateral, com o objetivo de identificar os conceitos básicos da modelagem. Para isso, considera-se dois segmentos rígidos: os pés e o restante de corpo. Os pés se encontram fixos ao chão e o resto do corpo comporta-se como um segmento rígido articulado no pé por uma articulação tipo dobradiça (COELHO, 2005).

Seguindo as considerações estipuladas por Coelho (2010), pode-se aproximar este modelo a um pêndulo controlado por uma máquina de corrente contínua (CC), que realiza o torque na articulação tipo dobradiça, movimentando a haste, simulando o controle postural de forma mecânica.

2.3 MODELAGEM PÊNDULO CONTROLADO POR MÁQUINA CC

A modelagem de um sistema de pêndulo invertido controlado por uma máquina de corrente contínua pode ser representada, conforme ilustrado na Figura 5.

Figura 5 - Modelo Pêndulo Invertido



Fonte: PEREIRA, 2019.

Na Figura 5, o vetor \vec{F}_y representa a força no plano vertical, \vec{F}_x força no plano horizontal, C_g correspondendo ao centro de gravidade do pêndulo, P refere-se ao eixo de torque da máquina, θ é o ângulo da articulação do pêndulo, X_p e Y_p é a referência

do ponto P em relação aos limites da planta, X_{cg} e Y_{cg} são a referência do centro de gravidade do pêndulo devendo ser associada sempre aos mesmos limites de X_p e Y_p , M é a massa do sistema (carro, motor e haste) e m se trata da massa da haste (PEREIRA, 2019). Ao modelar este sistema considera-se a altura do ponto P desprezível, dessa forma pode-se considerar a altura do centro de gravidade por meio da equação (6).

$$Y_{cg} = l \times \cos \theta \quad (6)$$

A aceleração de Y_{cg} pode ser expressa pela equação (7).

$$\ddot{Y}_{cg} = (-l \times \ddot{\theta} \times \sin \theta) - (l \times \dot{\theta}^2 \times \cos \theta) \quad (7)$$

Para o plano horizontal deve-se considerar a distância X_p logo obtém-se a equação (8).

$$X_{cg} = X_p \times l \times \sin \theta \quad (8)$$

Analogamente a equação (7), a aceleração deste ponto é representada pela equação (9).

$$\ddot{X}_{cg} = \ddot{X}_p + (l \times \ddot{\theta} \times \cos \theta) - (l \times \dot{\theta}^2 \times \sin \theta) \quad (9)$$

Tem-se o somatório das forças na horizontal e vertical, representados pelas equações (10) e (11), respectivamente.

$$\vec{F}_x = M \times \ddot{x}_p + (M \times l \times \ddot{\theta} \times \cos \theta) - (M \times l \times \dot{\theta} \times \sin \theta) \quad (10)$$

$$\vec{F}_y = m \times l \times (-\ddot{\theta} \times \sin \theta - \dot{\theta}^2 \times \cos \theta) + m \times g \quad (11)$$

A obtenção do modelo físico da planta é dada pela conversão do momento angular. Ao calcular os momentos de inércia considerando o sentido anti-horário positivo, tem-se as forças que geram o momento (RESNICK, 2003).

$$\sum \overrightarrow{M}_{cg} = \overrightarrow{F}_y \times l \times \text{sen}\theta - \overrightarrow{F}_x \times l \times \text{cos}\theta \quad (12)$$

Através da conservação de energia, o momento também pode ser expresso pela equação (13).

$$\sum \overrightarrow{M}_{cg} = I \times \ddot{\theta} + b_r \times \dot{\theta} \quad (13)$$

Onde b_r é o do coeficiente de amortecimento viscoso e I é o momento de inércia rotacional da barra. Adicionalmente, o termo $I \times \ddot{\theta}$ corresponde ao módulo do torque aplicado a haste.

Analisando a equação (13), conclui-se que $b_r \times \dot{\theta}$ tende a variar próximo de 0, entretanto ao aplicar uma perturbação no sistema, este valor se altera rapidamente (PEREIRA, 2019). Ao igualar as equações (12) e (13), e substituindo as forças pelas equações (10) e (11), obtém-se as expressões evidenciadas abaixo.

$$\begin{aligned} & I \times \ddot{\theta} + b_r \times \dot{\theta} \quad (14) \\ & = [m \times l \times (-\ddot{\theta} \times \text{sen}\theta - \dot{\theta}^2 \times \text{cos}\theta) + m \times g] \times l \\ & \quad \times \text{sen}\theta \\ & \quad - [M \times \ddot{x}_p + (M \times l \times \ddot{\theta} \times \text{cos}\theta) \\ & \quad - (M \times l \times \dot{\theta} \times \text{sen}\theta)] \times l \times \text{cos}\theta \end{aligned}$$

Organizando, tem-se:

$$\begin{aligned} & (I + m \times l^2 \times \text{sen}^2\theta + M \times l^2 \times \text{cos}^2\theta) \times \ddot{\theta} \quad (15) \\ & + (b_r + m \times l^2 \times \text{cos}\theta \times \text{sen}\theta) \times \dot{\theta} - m \times g \times l \times \text{sen}\theta \\ & = -M \times l \times \ddot{x}_p \times \text{cos}\theta \end{aligned}$$

Na condição de equilíbrio, o ângulo θ se aproxima de 0, portanto pode-se considerar que:

$$\text{sen}\theta = 0 \text{ e } \text{cos}\theta = 1 \quad (16)$$

Pode-se obter a equação do pêndulo invertido pela conservação do momento angular, expressa pela equação (17).

$$(I + m \times l^2 \times \theta^2 + M \times l^2) \times \ddot{\theta} + (b_r + m \times l^2 \times \theta - M \times l^2 \times \theta) \times \dot{\theta} - m \times g \times l \times \theta = -M \times l \times \ddot{x}_p \quad (17)$$

Através da transformada de Laplace, obtém-se a função de transferência do pêndulo.

$$\frac{\theta(s)}{X_p(s)} = \frac{-M \times l \times s^2}{a \times s^2 + b \times s - m \times g \times l} \quad (18)$$

Onde:

$$a = I + m \times l^2 \times \theta^2 + M \times l^2 \quad (19)$$

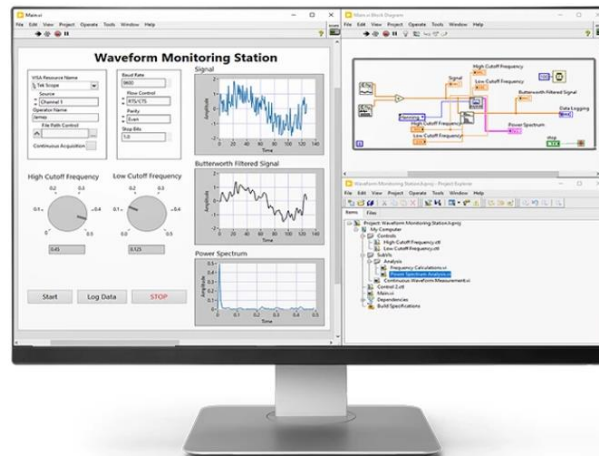
$$b = b_r + m \times l^2 \times \theta - M \times l^2 \times \theta$$

Este modelo será o utilizado como referência para comparação com o modelo estimado com a metodologia desenvolvida, logo, a planta física deve possuir uma interface de coleta de dados.

2.4 LabVIEW®

O LabVIEW® é uma ferramenta de desenvolvimento, originária da National Instruments (NI), com visão de simplificar a integração de hardware para aplicações de engenharia, como ferramentas de aquisição de dados, testes e controle. Por ser uma linguagem de programação gráfica de alto nível, se torna uma ferramenta muito atrativa para desenvolvimento de sistemas de controle e aquisição. A ferramenta possibilita o desenvolvimento de interfaces, que possibilitam a análise de dados de forma gráfica e a criação controles para interoperabilidade do sistema (NI, 2022). A Figura 6 ilustra um exemplo de interface desenvolvida no LabVIEW®.

Figura 6 - Interface LabVIEW



Fonte: NI (2022).

Para interfaces de controles, a NI desenvolveu sistemas embarcados, como o CompactRIO (cRIO), que são integrados a linguagem de programação LabVIEW®, onde é possível inserir rotinas de controle e aquisição de dados, através do sistema operacional instalado no embarcado, utilizando a metodologia Real Time, garantindo a vantagem de precisão e confiabilidade na aplicação desenvolvida, pensando em aplicações industriais (NI, 2022). A Figura 7 ilustra o hardware cRIO, com seus módulos de expansão.

Figura 7 - CompactRIO



Fonte: NI (2022).

A NI desenvolveu também uma plataforma embarcada voltada para estudantes desenvolverem interfaces de controle e aquisição para auxiliar nos estudos e montagem de testes em laboratório. O myRIO é um dispositivo embarcado com o foco de projetos acadêmicos, possuindo um microcontrolador FPGA Xilinx e um processador dual-core ARM Cortex-A9, e com acesso a entradas e saídas digitais,

sendo uma ferramenta poderosa para estudos de modelagem e controle, robóticas e mecatrônica (NI, 2022), ilustrado na Figura 8.

Figura 8 - myRIO



Fonte: NI, 2022.

O tamanho compacto do NI myRIO, combinado com o poder e flexibilidade do FPGA integrado, o torna a controladora ideal para aplicações embarcadas de robótica. O myRIO será o controlador da planta, juntamente com o sensor MPU6050 que realizará a coleta dos dados de aceleração e giroscópio, que serão tratados em tempo real para obter-se o posicionamento angular da planta.

2.5 SENSOR GIROSCÓPIO E ACELERÔMETRO

Para determinar o posicionamento de um determinado objeto, é utilizado sistemas de MotionTracking onde é possível identificar movimentos através do uso de sensores como giroscópio e acelerômetros, responsáveis por medir ângulos de aceleração e aceleração do corpo causada por vibração ou movimentos.

No mercado existem inúmeros equipamentos capazes de realizar a medição destas grandezas, entretanto, são de difícil acesso devido ao alto custo. O MPU-6050 desenvolvido e fabricado pela InvenSense, é um sensor voltado para aplicações para smartphones, tablets e sensoriamento (TDK IVENSENSE, [s.d]).

Por possuir características de baixo consumo, baixo custo e alta performance, é um ótimo candidato para projetos de pesquisa. O sensor possui um giroscópio de 3 eixos e um acelerômetro de 3 eixos no mesmo encapsulamento, em conjunto com um DMP (Digital Motion Processor), que realiza o processamento dos 6 eixos com o

algoritmo MotionFusion. Dessa forma reduz o processamento do microcontrolador principal, já entregando os dados pré-processados para o sistema, através de comunicação I²C (TDK ISENSE, [s.d]).

Logo, será implementado um sistema simulado, utilizando os fundamentos apresentados no subtópico 2.3, e uma planta que simula as características utilizando o controlador myRIO e o sensor MPU6050, obtendo a resposta de ambos e comparando-os, conforme descrito pela seção 3.

3 METODOLOGIA

O estudo será realizado através da obtenção da expressão que define o comportamento da planta proposta. Dessa forma, o primeiro passo consiste em estimar uma função de transferência, que represente uma resposta em forma de simulação computacional.

Na segunda etapa será realizado uma amostragem de dados, utilizando o modelo do sistema biomecânico como referência, para a montagem de uma planta eletromecânica, onde será realizado a coleta de dados, que serão utilizados para estimar as funções que definem o comportamento do sistema, para serem comparados.

3.1 COLETA DE DADOS SIMULADOS

Segundo a modelagem do sistema realizada pelo Pereira (2019), apresenta um modelo de um pêndulo invertido acionado por uma máquina CC, característica que se assemelha com a proposta da pesquisa atual, e será utilizada como meio de comparação de estado da arte com os resultados obtidos de forma experimental. O modelo utilizado, será o modelo reducionista, resultado da simplificação do modelo da equação (16), conforme equação (27).

$$\frac{\theta(s)}{X_p(s)} = \frac{-\frac{3}{2l} \times s^2}{s^2 + \frac{3 \times B_r}{2 \times m \times l^2} \times s - \frac{3g}{2l}} \quad (27)$$

Os parâmetros utilizados no modelo reducionista são:

- $m = 0,5 \text{ Kg}$
- $l = 0,1 \text{ m}$

- $B_r = 0,25 \text{ N/(m/s)}$
- $g = 9,83 \text{ m/s}^2$

Através da abordagem proposta por Montenegro (2021), considera-se uma aproximação do modelo da máquina CC utilizada, ilustrada pela Figura 9. A referida máquina possui uma caixa de redução, e opera com níveis de tensão entre 3 e 6 V (Volts).

Figura 9 - Máquina CC



Fonte: ROBOCORE, 2022.

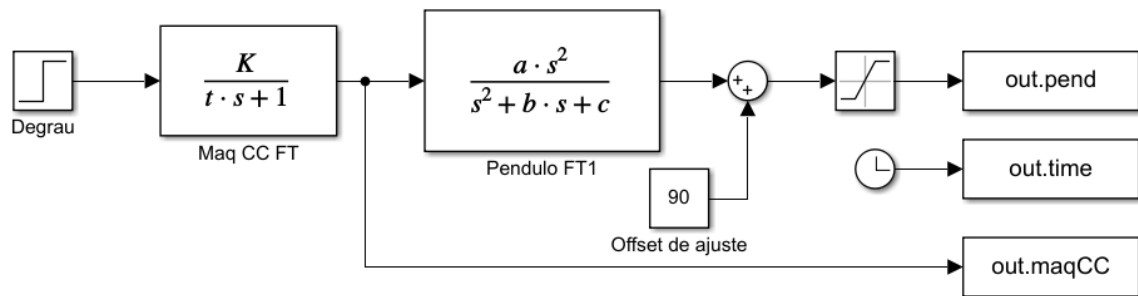
Para o modelo matemático da máquina CC, considera-se constante de tempo elétrica $\frac{L_a}{R_a}$, sendo L_a a indutância de armadura do motor, e R_a a resistência de armadura. Neste caso, para a máquina utilizada, a constante de tempo elétrica se torna nula, devido à baixa indutância da máquina.

Pela abordagem de Montenegro (2021), é possível expressar o sistema da máquina CC, através de uma função de transferência de primeira ordem, resultado na equação (28).

$$\frac{W(s)}{V(s)} = \frac{K}{s \times \tau + 1} \quad (28)$$

A equação (28), apresenta a relação entre o deslocamento angular pela tensão aplicada no modelo matemático. O parâmetro K foi estabelecido com o valor de 540, sendo o ganho da máquina, e τ , constante de tempo, estipulado como 0,0018. Na sequência as equações 27 e 28 foram inseridas no ambiente de simulação Simulink® para obter-se a resposta do sistema a um degrau, ilustrado na Figura 10.

Figura 10 - Modelos Simulink



Fonte: Do autor

No modelo da Figura 10 foi inserida a equação matemática que representa o comportamento dinâmico da máquina CC, conforme equação (28), em série com o modelo matemático do pêndulo, equação (27). Ainda, foi inserido um valor de *offset*, para se adequar as gradezas utilizadas como medidas, sendo a posição de repouso 90°, e um saturador para simular os limites físicos da planta. No modelo da Figura 10 foi inserido a resposta do modelo da máquina CC conectada ao modelo do pêndulo, gerando uma curva de resposta utilizada como referência para o modelo do sistema proposto neste trabalho.

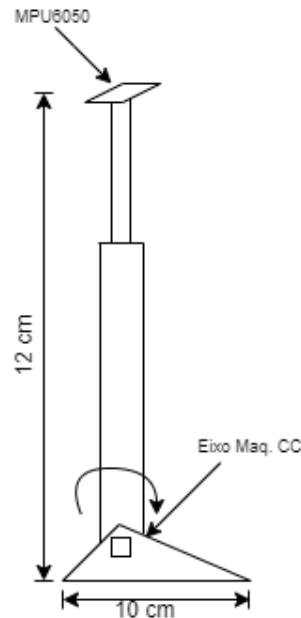
3.2 COLETA DE DADOS EXPERIMENTAL

Para a coleta de dados em bancada, foi montado uma planta eletromecânica, seguindo os modelos da postura ereta quieta, conforme apresentado por COELHO (2005), é possível representar, utilizando a articulação talocrural (Figura 2) como referência para ponto de atuação de torque, simulando um movimento de dorsiflexão e flexão plantar.

Dessa forma descreve-se um modelo de um pêndulo simples para representar a dinâmica do sistema no plano lateral, com o objetivo de identificar os conceitos básicos da modelagem. Ainda se considera dois segmentos rígidos, sendo os pés e o restante de corpo, em que os pés se encontram fixos ao chão e o resto do corpo comporta-se como um segmento rígido articulado no pé por uma articulação tipo dobradiça (COELHO, 2005).

A Figura 11, ilustra o croqui da planta, contendo um segmento rígido articulado, referindo-se a haste do pêndulo, e uma base triangular simulando o formato de um pé, contendo uma articulação de dobradiça.

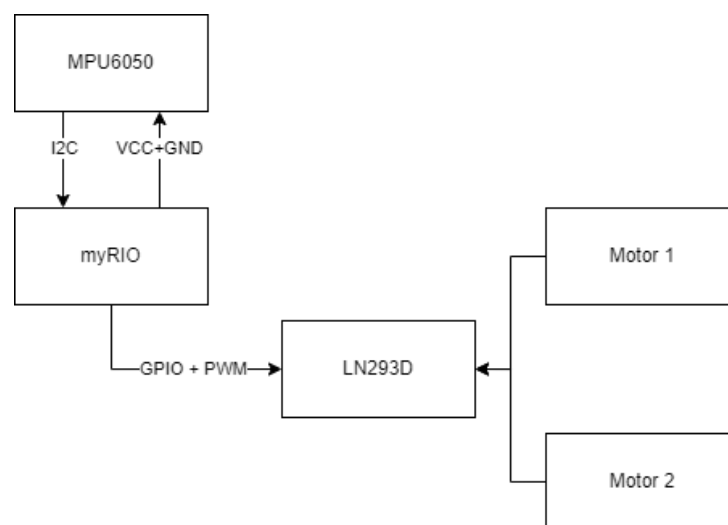
Figura 11 - Croqui Planta Eletromecânica



Fonte: Do autor.

Em seguida foi modelado um desenho em 3D, para ser impresso em material 3D, e montando em uma bancada de ensaio. Na bancada foi montada a topologia de sensoriamento e acionamento dos motores, conforme ilustrado pela Figura 12.

Figura 12 - Fluxograma do sistema

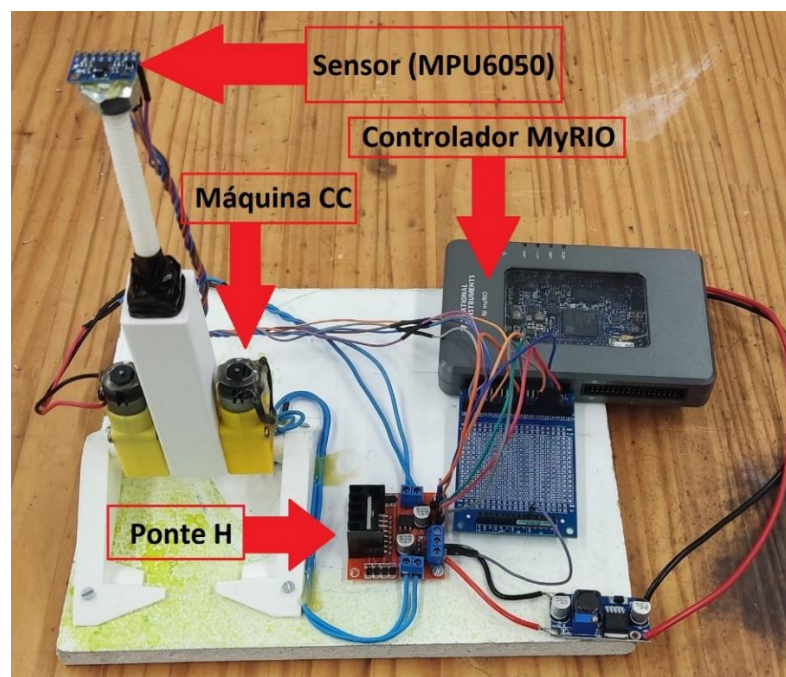


Fonte: Do autor.

A Figura 12, temos o controlador FPGA myRIO, atuando como microcontrolador principal do sistema por possuir uma alta taxa de clock (no caso de 10kHz), é possível atingir um maior nível de amostragem, comparado a outros microcontroladores convencionais. Através do protocolo de comunicação i2c, o microcontrolador irá obter os dados do sensor MPU6050, e também irá enviar os comandos de acionamento e velocidade para a ponte H LN293D que realizará o controle de potência dos motores.

O microcontrolador está programado com uma rotina em LabView®, recebendo informações do sensor MPU6050, e enviando os sinais de comando e PWM para a ponte H LN293D para controlar o sentido de rotação e velocidade dos motores. A Figura 13 ilustra a montagem da planta que será utilizada para os ensaios. Dessa forma realizou-se ensaios experimentais no sistema, de forma a inserir um degrau ao acionamento dos motores, para que eles movam a haste do pêndulo, e o controlador realize a leitura do posicionamento angular do sistema no domínio do tempo.

Figura 13 - Montagem da bancada



Fonte: Do autor.

A seguir, os aspectos relacionados a análise de dados do sensor MPU6050 utilizado neste trabalho, será discutida.

3.2.1 Análise dos dados do sensor

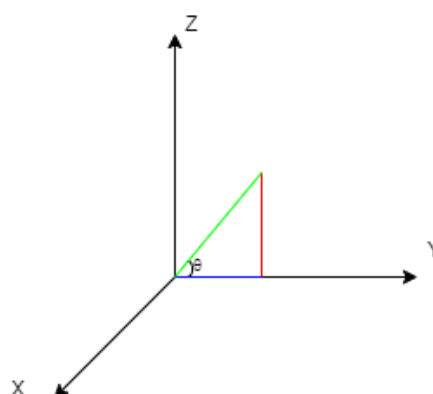
O sensor MPU6050, realiza a leitura de aceleração em três eixos e a leitura da velocidade angular em três eixos, porém neste caso deseja-se realizar a leitura da posição angular em relação ao tempo, ou seja, deve-se tratar estes dados para se obter a variável desejada. Com esse objetivo deve-se realizar a estimação de um IMU (Unidade de Medida Inercial, do inglês, *Inertial Measurement Unit*), para tal é necessário implementar metodologias de cálculo na rotina do controlador para a estimação de tal variável.

Os valores obtidos do giroscópio podem apresentar uma acurácia reduzida, dessa forma, tem-se a necessidade de corrigi-los utilizando os dados do acelerômetro, e fundindo os dois dados em apenas um, a partir de um filtro complementar, definindo as componentes angulares do sistema utilizando fórmulas trigonométricas (KADAM, 2020). Pode-se determinar o ângulo do eixo X, que será o eixo a ser analisado no trabalho, a partir da equação (29):

$$\tan^{-1} \theta_x = \frac{AccelZ}{AccelY} \quad (29)$$

A figura 14, ilustra de maneira gráfica a aplicação da equação (29), dentro do triângulo retângulo entre os eixos, Z e Y.

Figura 14 - Cálculo de ângulo



Fonte: Do Autor.

Dessa forma pode-se determinar o posicionamento angular do pêndulo, considerando que ele estaria entre o plano Z e Y, e o X fosse o plano de momento. Para o filtro complementar, aplica-se uma simples equação que realiza a fusão dos sinais do giroscópio e do acelerômetro, para remover a flutuação do sinal, ocasionada por ruídos no acelerômetro. De acordo com a equação (30) (KADAM, 2020).

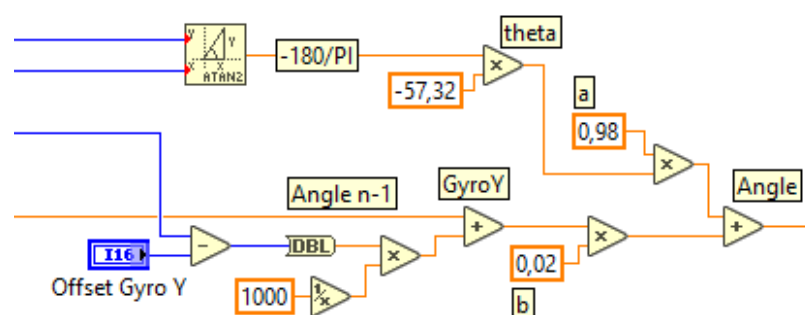
$$Angle_n = (((GyroY - OffsetGyroY) + Angle_{n-1}) \times \alpha) + ((\theta_x) \times \beta) \quad (30)$$

Onde:

- $Angle_N$ = Valor de angulo obtido pelo filtro complementar na posição n.
- $GyroY$ = Medição atual de giroscópio no eixo Y.
- $OffsetGyroY$ = Valor de compensação do Gyro Y.
- θ_x = Ângulo obtido pelo acelerômetro.
- α = multiplicador porcentual da primeira parte.
- β = multiplicador portecental da segunda parte.

Sendo que $0 < \alpha$ e $\beta < 1$. A equação (30) pode ser implementada em software, conforme ilustra a Figura 15.

Figura 15 - Cálculos de Ângulo LabVIEW



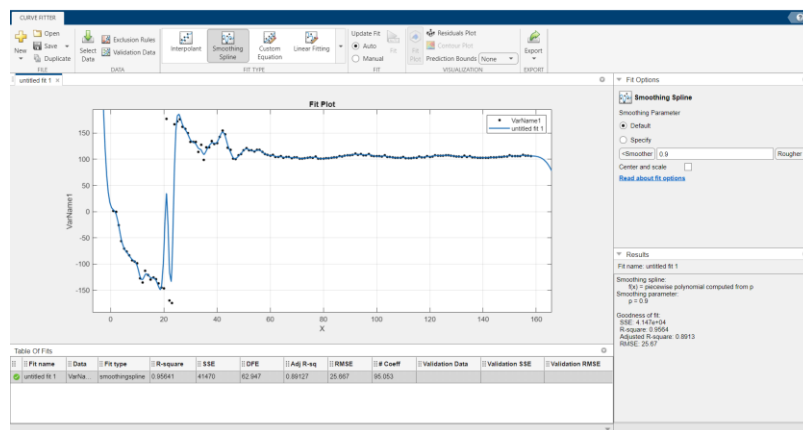
Fonte: Do autor.

Logo, os resultados obtidos destes cálculos serão utilizados para a modelagem da resposta do sistema em relação ao posicionamento angular da haste pelo tempo.

3.3 Estimação dos sistemas

A partir da aquisição da resposta ao degrau do sistema, e com o auxílio de ferramentas computacionais do Matlab® os sinais foram submetidos no *System Identification Toolbox*, e o *Curve Fitting Toolbox*, para a estimação do sistema. A primeira etapa, consiste em tratar a curva obtida no *Curve Fitting Toolbox* (Figura 16) realizando a pré-filtragem do sinal para ser possível analisar a linearidade da curva.

Figura 16 - Curve Fitting Toolbox



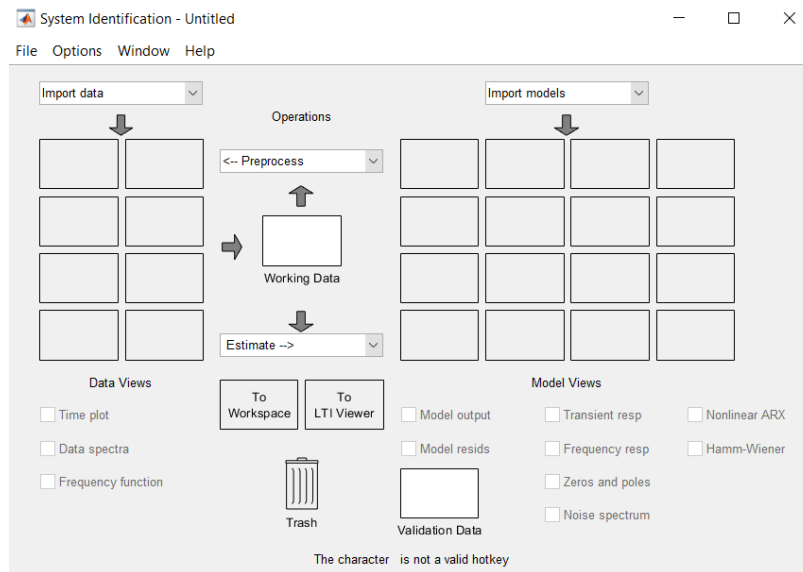
Fonte: Do autor.

Na sequência, utilizou-se a ferramenta matemática *SmoothingSpline* que realiza a suavização das curvas a partir de iterações matemáticas, conforme a equação (31). A referida equação é inserida em forma de função no *software*, ilustrado na Figura 16 (MATHWORKS, 2022).

$$p \sum_i w_i (y_i - s \times (x_i))^2 + (1 - p) \int \left(\frac{d^2s}{dx^2} \right)^2 dx \quad (31)$$

Em segundo momento os dados filtrados serão inseridos na ferramenta de identificação de modelos lineares, referente a Figura 17. Na referida ferramenta são inseridos os parâmetros: i) sinal de entrada do sistema (referente ao degrau) e ii) o sinal de resposta ao degrau (sendo o ângulo medido pelo sensor). A partir dessas informações a ferramenta retorna um modelo de saída na forma de função de transferência.

Figura 17 - System Identification Toolbox



Fonte: Do autor.

Neste sistema será realizado vários testes de estimação dos modelos, utilizando algoritmos de estimação de curvas através de resposta a impulsos de um modelo *FIR* (*Finite Response Impulse*), onde ele obtém os parâmetros para a equação inserida na ferramenta.

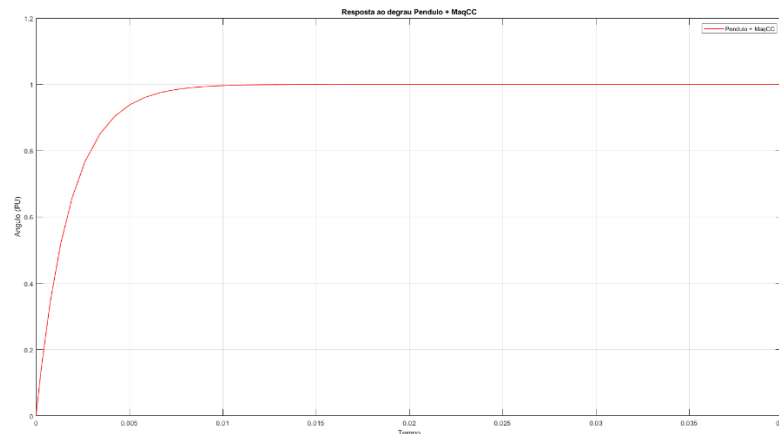
Com os modelos obtidos, sendo pelo menos dois modelos aproximados pela metodologia prática e o modelo simulado anteriormente (Figura 10), realiza-se a implementação em ambiente Simulink® para validação e comparação dos resultados das aproximações dos sistemas. Com os resultados obtidos, será calculado o índice de erros entre as curvas, com o objetivo de indicar a melhor aproximação ao modelo.

A próxima seção aborda os resultados obtidos, através dos ensaios em ambiente simulado e na planta física, e a estimação das equações utilizando as ferramentas apresentadas.

3 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O primeiro ensaio realizado, através de simulação computacional, conforme apresentado no subtópico 3.1, resulta na curva ilustrada pela Figura 18.

Figura 18 - Resposta Modelo Simulado



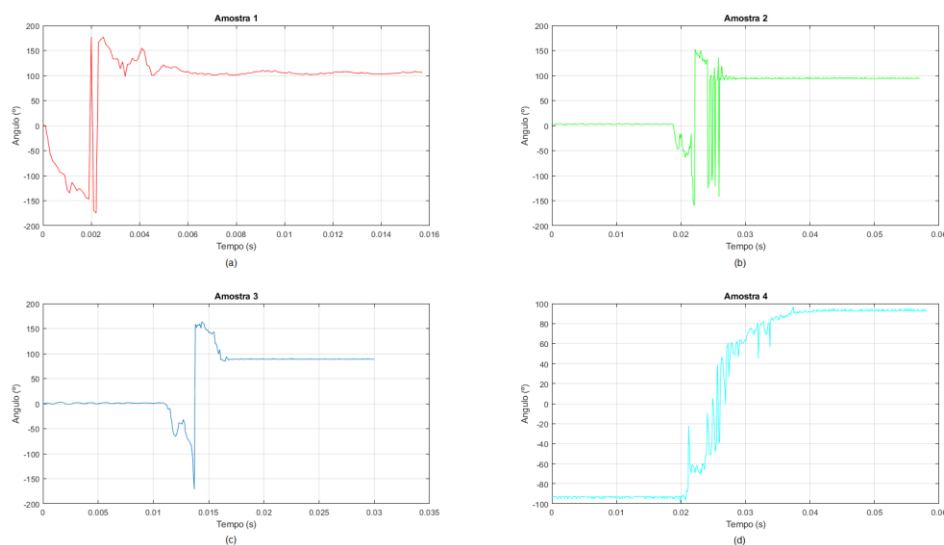
Fonte: Do autor.

Assim é obtido a curva de resposta para ser utilizada como referência para a modelagem da planta física. Seguindo a metodologia apresentada, foram realizados ensaios experimentais em bancada, coletando a resposta do sistema a um degrau. Onde foi realizado duas estratégias de ensaio, sendo elas:

- Inserir o degrau com o pêndulo em posição de repouso (0°);
- Inserir o degrau com o pêndulo em posição de saturação negativa (-90°).

Dessa forma pode-se analisar o comportamento em diferentes situações possíveis, indentificando a resposta do repouso e da saturação, como segue ilustrado pela Figura 19, em que pode-se indentificar os sinais obtidos em cada amostra, em diferentes estratégias.

Figura 19 – Sinal Amostrado em repouso (a), Sinal Amostrado em saturação (b), Sinal Amostrado em repouso (c), Sinal Amostrado em saturação (d).



Fonte: Do autor.

Nas Figuras 19 (b) e 19 (c), é ilustrado o sinal na condição de repouso para a saturação, e nas Figuras 19 (a) e (d) ilustra a condição de saturação negativa para positiva, constituindo todo o alcance da planta.

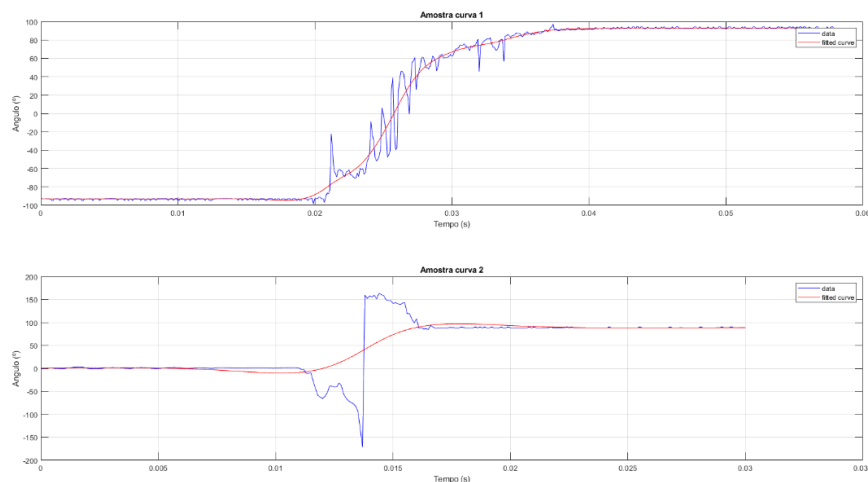
Conforme as curvas geradas pelos ensaios, observa-se um comportamento veloz do sistema, cerca de 20 ms (milissegundos) para atingir a estabilização. As curvas ilustradas pela Figura 19 (c) e (d), expressam o comportamento do pêndulo. Nota-se que a curva (c) parte do ângulo de repouso, passando por uma aceleração e ruídos acarretados por vibrações da estrutura mecânica, e depois estabiliza na saturação por conta da limitação mecânica da planta.

Na curva (d), observa-se o comportamento do pêndulo partindo da posição de saturação (-90°) ou seja, o pêndulo está na posição horizontal perpendicular ao plano direito, e quando recebe o degrau ele inverte sua posição para o plano da esquerda. Logo, essas foram as curvas selecionadas para a metodologia de estimação de modelos utilizando as ferramentas apresentadas.

3.4 Análise das amostras e estimação dos sistemas

Os dados das curvas foram inseridos na ferramenta *Curve Fitting Toolbox*, ilustrada pela Figura 16. Onde foi aplicado a função de suavização, conforme a equação (31). O resultado obtido é ilustrado pela Figura 20.

Figura 20 - Curvas Suavizadas



Fonte: Do autor.

Na figura, se observa a curva das amostras suavizada, removendo os ruídos provenientes da vibração mecânica da planta. Os resultados obtidos foram considerados satisfatórios, logo estes dados foram extraídos para serem inseridos na ferramenta de modelagem. O estimador resultou nas equações 32 e 33, que expressão a função de transferência do sistema.

$$\frac{\theta}{V} = \frac{Kp}{1 + (2 \times Zeta \times Tw \times s) + (Tw \times s)^2} \quad (32)$$

Onde:

- $Kp = 368.57$
- $Tw = 0.0030967$
- $Zeta = 0.91282$

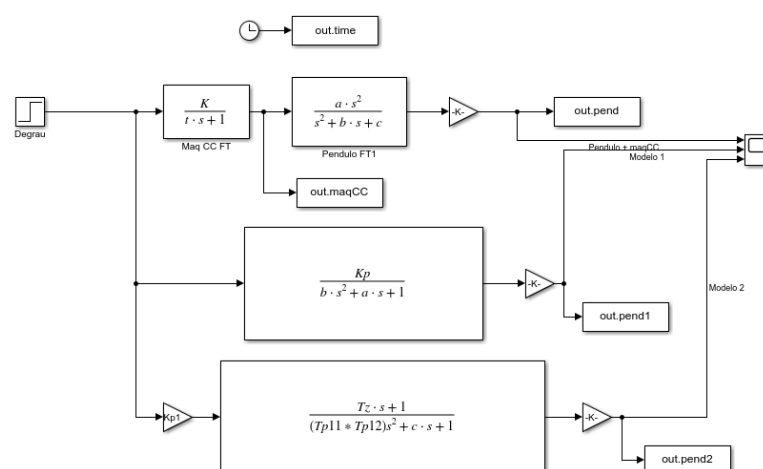
$$\frac{\theta}{V} = \frac{Kp \times (1 + Tz \times s)}{(1 + Tp1 \times s) \times (1 + Tp2 \times s)} \quad (33)$$

Onde:

- $Kp = 222$
- $Tp1 = 0.0011103$
- $Tp2 = 0.0011086$
- $Tz = 7.559e^{-5}$

Os modelos foram inseridos no ambiente de simulação Simulink® em conjunto com o modelo simulado anteriormente para comparação das respostas, ilustrado pela Figura 21.

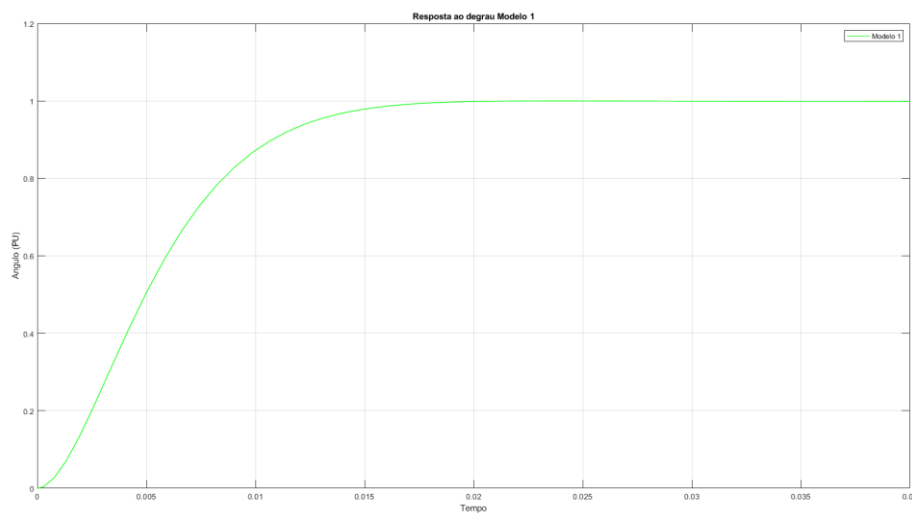
Figura 21 - Simulações Simulink®



Fonte: Do autor.

A partir das simulações do modelo apresentado na Figura 21, foram obtidas as respostas de cada modelo, para o cálculo do Erro Quadrático Médio e do Erro Médio Absoluto através dos scripts. A Figura 22, ilustra a resposta do Modelo 1, referente a equação 31. Para análise dos modelos, a escala dos gráficos está em **pu** (por unidade), variando entre 0 e 1, onde fisicamente seria 0° a 90°.

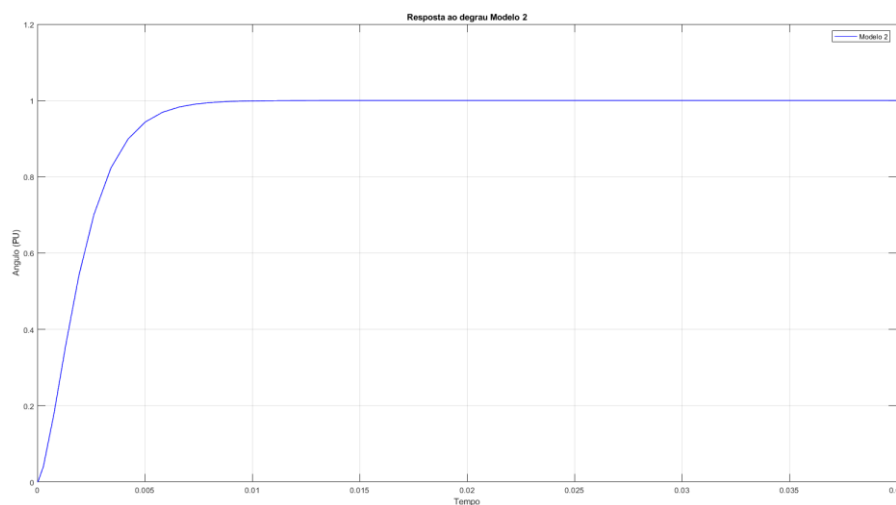
Figura 22 - Resposta ao degrau Modelo 1



Fonte: Do autor.

A Figura 23, ilustra a resposta do Modelo 2, referente a equação 30, em escala PU (por unidade).

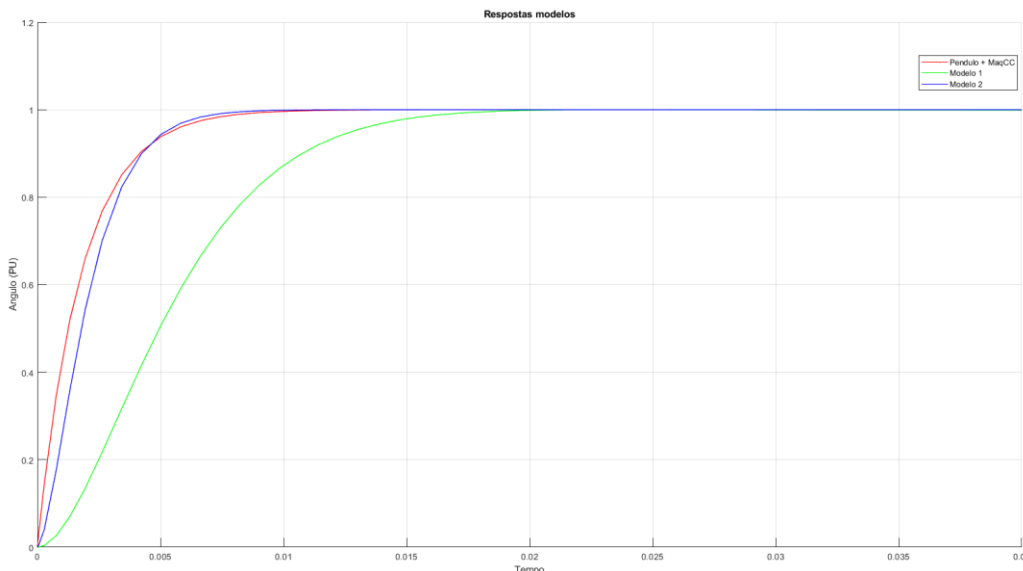
Figura 23 - Resposta ao degrau Modelo 2



Fonte: Do autor.

Por fim, a Figura 24, ilustra a sobreposição das curvas obtidas, que serão utilizadas para calcular os erros.

Figura 24 - Modelos sobrepostos



Fonte: Do autor.

Analisando a Figura 24, pode-se identificar que o Modelo 2 se destaca, pois, sua aproximação ao modelo de referência é melhor. Demonstrando que a estratégia de amostragem do sinal, considerando todo o alcance da planta, resultou em uma resposta mais precisa do sistema. A Figura 25 ilustra o erro em porcentagem em função do tempo, em referência a curva obtida em simulação, onde vemos que o erro para o Modelo 1 é significativamente maior durante o transitório da planta.

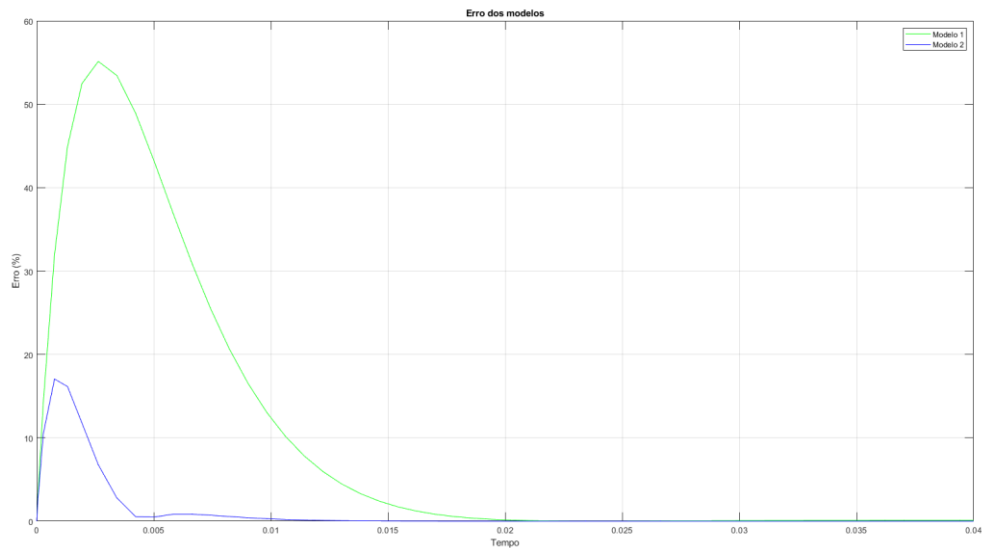
O Erro Quadrático Médio (EQM) e o Erro Médio Absoluto (EMA) entre as curvas, com referência no modelo simulado, resultam em um indicador numérico de uma média entre os erros, quanto mais próximo de zero, menor a taxa de erro. Os valores obtidos são indicados pelo Quadro 1.

Quadro 1 - Erros EQM e EMA3

	Modelo 1	Modelo 2
EQM	0,1884	0,0389
EMA	0,0933	0,0129

Fonte: Do autor.

Figura 25 - Curva de Erro



Fonte: Do autor.

Analisando os resultados obtidos, pode-se identificar o resultado satisfatório da metodologia apresentada, conforme os dados obtidos dos modelos, e a os erros baixos em relação ao modelo de referência, principalmente ao resultado do modelo 2, que possuiu a resposta mais próxima.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos resultados obtidos através da pesquisa e desenvolvimento deste trabalho, é notório a contribuição na área de pesquisa em modelagem e controle, voltada ao segmento da biomedicina e biomecânica. Esse fato pode contribuir com soluções para qualidade de vida de pessoas, e auxiliar aos demais profissionais da saúde em garantir o bem-estar de pacientes, em específico para pacientes que sofram com doenças neuropáticas.

Neste trabalho a principal abordagem foi a metodologia de estimação de modelos, voltados para estratégias do tornozelo. Para tal foi realizado a comparação de modelos matemáticos da literatura com uma planta física. Os resultados mostraram-se satisfatórios, o modelo matemático apresentou um erro quadrático médio de 0,0389. Essa pesquisa abre possibilidades de continuidade para o estudo na área. No estado atual da arte, ainda se tem muito a contribuir para desenvolvimento

de tecnologias e aplicações de conceitos já dominados em outros setores, que podem ser muito úteis para outros.

Em suma, este trabalho abre portas para continuidade de estudos para controle de estimulações FES, aplicadas para equilíbrio funcional. A próxima etapa dessa pesquisa se trata da busca e implementação de sistemas de controle viáveis para aplicações biomédicas.

No contexto do estudo atual, as condições foram voltadas para, principalmente o estudo do estado da arte da biomecânica e como abordar a arte da engenharia para agregar conhecimento em ambas as áreas. Assim busca-se desenvolver soluções que agregam principalmente para a comunidade científica, com o foco em trazer acessibilidade e qualidade de vida para cidadãos que possuem alguma patologia que possam comprometer a atividade motora, o que acaba afastando de suas atividades profissionais e até mesmo do dia a dia.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A. C.; COSTA, P. H. L.; SACCO, I. C. N.; SERRÃO, J. C.; ARAUJO, R. C., MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Introdução à análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 3, n. 2, p. 41 – 54, 1999. Disponível em: https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/6404550/mod_resource/content/1/artigo1_aula1.pdf. Acesso em: 21 out. 2022.

ARDUINO. **Arduino UNO R3**. 2022. Disponível em: <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3>. Acesso em: 21 out. 2022.

BRONIERA JUNIOR, P. B. **Interface cérebro computador aliada à estimulação elétrica funcional e detecção de fadiga neuromuscular por MMG aplicada ao controle muscular isométrico em pessoas com lesão medular completa**. 2021. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2021. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/204222>. Acesso em: 21 out. 2022.

CARMO, R. L.; CARMO, L. L. Articulação talocrural. **Kenhub**, 2022. Disponível em: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/articulacao-do-tornozelo>. Acesso: 21 out. 2022.

CAVALHEIRO, G. L. **Análise da postura ereta quieta em diferentes faixas etárias utilizando o discriminante linear**. 2010. Tese (Doutorado em Ciências) –

Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2010. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/14271>. Acesso em: 21 out. 2022.

COELHO, D. B. Modelo de ativação neural do controle postural humano durante postura ereta. **Engevista**, São Paulo, v. 7, n. 1, p. 83-90, abr. 2005. Disponível em: <https://periodicos.uff.br/engevista/article/view/8784>. Acesso em: 21 out. 2022.

CROCHOT, W. **Nervous system diagram**. 30 dez. 2006. 1 ilustração. Disponível em: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Nervous_system_diagram_\(dumb\).png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Nervous_system_diagram_(dumb).png). Acesso em: 21 out. 2022.

DOOLEY, K. Anatomy angel: gastrocnemius. **Dr. Dooley Noted**, 2015. Disponível em: <https://drdooleynoted.com/2015/06/23/anatomy-angel-gastrocnemius/>. Acesso em: 21 out. 2022.

DUARTE M.; FREITAS S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 14, n. 3, p. 183-192, maio/jun. 2010. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbfis/a/hFQTppgw4q3jGBCDKV9fdCH/?lang=pt>. Acesso em: 21 out. 2022.

FORTALEZA, A. C. S. **Controle postural e equilíbrio funcional em indivíduos com neuropatia diabética periférica**. 2011. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) – Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista, Presidente Prudente, 2011. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/87316/fortaleza_acs_me_prud.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 21 out. 2022.

HAUPT, A. G.; DACHI, E. **Eletrônica digital**. São Paulo: Blucher, 2018.

KADAM, S. R., PAWAR, S. N. **Development of cost-effective motion capture system based on arduino**. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTING METHODOLOGIES AND COMMUNICATION, 4., 2020, Erode.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E.K.; PROVANCE, G. P.; RODGERS M. M.; ROMANI, W. A. **Músculos: provas e funções**. Barueri, São Paulo: Manole, 2007.

MATHWORKS. **Smoothing splines**. 2022. Disponível em: <https://www.mathworks.com/help/curvefit/smoothing-splines.html>. Acesso em: 21 out. 2022.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, São Paulo, v. 3, n. 3, p. 77-83, 2003. Disponível em: https://rpcd.fade.up.pt/arquivo/artigos_soltos/vol.3_nr.3/Mochizuki.pdf. Acesso em: 21 out. 2022.

MONTENEGRO, L. P. **Controle digital de velocidade de um motor CC de baixa potência utilizando arduino**. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2021. Disponível em: <http://www.repositorio.ufc.br/handle/riufc/62150>. Acesso em: 21 out. 2022.

NI. **What is LabVIEW?** [s.d]. Disponível em: <https://www.ni.com/pt-br/shop/labview.html#pinned-nav-section2>. Acesso em: 21 out. 2022.

NI. **What is myRIO?** [s.d]. Disponível em: <https://www.ni.com/pt-br/shop/engineering-education/portable-student-devices/myrio-student-embedded-device/what-is-myrio.html>. Acesso em: 21 out. 2022.

OGATA, K. **Engenharia de controle moderno**. Tradução Heloísa Coimbra de Souza; Revisão técnica Eduardo Aoun Tannuri. 5. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano: estrutura e função**. 3ª ed. São Paulo: Manole, 2000.

PEREIRA, R. L.; ARAUJO, R. B. Controle i+pd clássico e adaptativo via síntese direta de um pêndulo invertido com 1 grau de liberdade para utilização prática. 2019. **SBA – Sociedade Brasileira de Automatica**, Campinas. Disponível em: https://www.sba.org.br/open_journal_systems/index.php/cba/article/view/15

ROBOCORE. **MOTOR DC 3-6V com caixa de redução e eixo duplo**. 2022. Disponível em: <https://www.robocore.net/motor-motoredutor/motor-dc-3-6v-com-caixa-de-reducao-e-eixo-duplo>. Acesso em: 21 out. 2022.

RUSSELL J. A. General approach to peripheral nerve disorders. **Continuum (Minneapolis)**: lifelong learning in neurology, v. 23, n. 5., p. 1241-1262, out. 2017.

TDK INVENSENSE. **Mpu-6050 six-axis (gyro + accelerometer) mems motiontracking™ devices**. [s.d]. Disponível em: <https://invensense.tdk.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>. Acesso em: 21 out. 2022.