

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS E BIOLOGIA CELULAR**

AMIR SAMER ZAHLAN

**SISTEMA ROBOTIZADO PARA REABILITAÇÃO DE ACOMETIDOS PELO
ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO – AVE**

Belém - Pará
2017

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS E BIOLOGIA CELULAR**

AMIR SAMER ZAHLAN

**SISTEMA ROBOTIZADO PARA REABILITAÇÃO DE ACOMETIDOS PELO
ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO – AVE**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Neurociências pelo Programa de Pós-graduação em Neurociências e Biologia Celular do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Pará.

Área de concentração: Neurociências

Orientador: Prof. Dr. Manoel da Silva Filho

Belém - Pará
2017

Dados Internacionais de Catalogação- na-Publicação (CIP)
Biblioteca do Instituto de Ciências Biológicas - UFPA

Zahlan, Amir Samer

Sistema robotizado para reabilitação de acometidos pelo Acidente Vascular Encefálico - AVE / Amir Samer Zahlan ; Orientador, Manoel da Silva Filho. - 2017.

69 f.: il.

Inclui bibliografia

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Pará, Instituto de Ciências Biológicas, Programa de Pós-graduação em Neurociências e Biologia Celular, Belém, 2017.

1. Acidente vascular cerebral – pacientes - reabilitação. 2. Robótica – uso terapêutico. I. Silva Filho, Manoel da, orientador. II. Título.

CDD – 22 ed. 616.81

AMIR SAMER ZAHLAN

**SISTEMA ROBOTIZADO PARA REABILITAÇÃO DE ACOMETIDOS PELO
ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO – AVE**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Neurociências pelo Programa de Pós-graduação em Neurociências e Biologia Celular do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Pará.

Área de concentração: Neurociências

Orientador: Prof. Dr. Manoel da Silva Filho

Banca examinadora:

_____ – Orientador

Prof. Dr. Manoel da Silva Filho
Universidade Federal do Pará - UFPA

Prof. Dr. Anderson Raiol Rodrigues
Universidade Federal do Pará - UFPA

Prof. Dr. Antonio da Silva Silveira
Universidade Federal do Pará - UFPA

Dr. Daniel Valle Vasconcelos Santos
Instituto Evandro Chagas - IEC

Belém - Pará
2017

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família por terem me dado todo o apoio necessário e incentivo nas horas difíceis.

Ao Prof. Manoel, pelos desafios, ensinamentos, orientações e contribuições na elaboração do trabalho.

Aos integrantes do laboratório de Neuroengenharia, pela convivência acadêmica e momentos de descontração.

Ao meu irmão Camil, pela paciência e esclarecimentos nos cálculos matemáticos.

As bancas de qualificação e defesa, pelas considerações que guiaram este trabalho.

Ao POG, pelas reuniões.

A Universidade Federal do Pará, pelo ambiente oferecido a seus alunos.

Ao Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Biologia Celular, pela competência e apoio oferecido.

A Rede de Cooperação Universitária para o ensino, pesquisa, desenvolvimento e inovação em Tecnologia Assistiva, pelas colaborações.

A CAPES pela concessão da bolsa de estudos.

E a todos que de alguma forma fizeram parte da minha formação.

"Be water, my friend"

Bruce Lee

RESUMO

O AVE está em quinto lugar entre as doenças que mais matam nos Estados Unidos sendo, também, uma das principais causas de incapacidade neurológica do mundo. Nos últimos anos, a terapia robótica vem ganhando cada vez mais espaço na reabilitação de indivíduos acometidos por um AVE, se mostrando, em alguns casos, mais eficiente que a terapia convencional. Poucos estudos exploram a reabilitação do tronco em indivíduos acometidos pelo AVE, assim como as reações de equilíbrio com o paciente sentado, sendo que muitas atividades diárias são realizadas nessa posição. Graças aos sistemas robóticos, é possível proporcionar uma alta dosagem e intensidade de treinos repetitivos voltados a atividades específicas. Pensando nisso, foi desenvolvida uma plataforma para avaliar as reações dos indivíduos acometidos por um AVE, utilizando tecnologias robóticas. Foi construído um modelo para simular os movimentos do sistema utilizando peças usinadas em plástico. Para configurar os protocolos de movimentos foi desenvolvida uma interface gráfica de controle onde o fisioterapeuta pode inserir os parâmetros dos comandos de movimento, como: angulação, velocidade e eixo dos movimentos. A partir do desvio padrão dos dados coletados das posições dos acelerômetros, foi possível mostrar que a plataforma se move de acordo com o programado, seguindo uma precisão de até 1°. Espera-se que com o dispositivo robótico se possa atender maior número de pacientes, sendo uma alternativa na reabilitação do AVE, proporcionando um ambiente seguro e propício para a reabilitação.

Palavras-chave: reabilitação, robótica, controle, padrão de comandos.

ABSTRACT

Stroke is in the fifth place among the diseases that kill the most in the United States and is also one of the most leading causes of neurological disability in the world. Recently, robotic therapy has been more often used in the rehabilitation of individuals affected by stroke. In some cases, it proves more efficient than conventional therapy. There are few studies about the rehabilitation of the trunk and the equilibrium reactions with seated patient in individuals affected by stroke despite many daily activities are performed in this position. Robotic systems are used on stroke rehabilitation due it is possible to provide a high dosage and intensity of repetitive training aimed at specific activities. We propose a new platform to evaluate the reactions of individuals affected by stroke using robotic technologies. A model was constructed to simulate the movements of the system using pieces machined in plastic. A graphic control interface was developed to generate movement protocols where the physiotherapist can insert the parameters of these movements as commands, such as: angulation, speed and axis of the movement. It was possible to show that the platform moves accordingly to the programmed from repetitive tests of accelerometers data using moving average filter, expecting a precision of up to 1°. It is expected that this device may serve a large number of patients as an alternative in the rehabilitation of the stroke providing a safe and conducive environment for the rehabilitation.

Keywords: rehabilitation, robotics, control, commands standard.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Dispositivos robóticos terapêuticos voltados aos membros superiores. (A) In Motion. (B) Armeo.	20
Figura 2 - Dispositivos robóticos terapêuticos voltados aos membros inferiores. (A) Gait trainer. (B) Lokomat.	20
Figura 3 - Modelo para testes dos movimentos do protótipo. A. Modelo demonstrando a posição do acelerômetro. B. Modelo com a peça que comporta os dois acelerômetros, um na base e outro dentro do simulador do paciente.	23
Figura 4 - Simulador do paciente. A: Acelerômetro da plataforma superior (cadeira). B: Acelerômetro do simulador do paciente.	24
Figura 5 - Anel de plástico (seta) para simular a estabilidade de tronco do paciente.	24
Figura 6 - Esquemático de conexão dos componentes do sistema.	25
Figura 7 - Atuador linear usando motor de passo.	26
Figura 8 - Esquema de conexão dos motores de passo.	27
Figura 9 - Bibliotecas e objetos dos motores de passo.	28
Figura 10 - Bibliotecas e objetos dos acelerômetros.	28
Figura 11 - Estrutura de dados dos acelerômetros.	29
Figura 12 - Inicialização da comunicação serial e I2C.	29
Figura 13 - Espaço cartesiano representando as angulações do eixo X.	31
Figura 14 - Espaço cartesiano representando as angulações do eixo Y.	32
Figura 15 - Espaço cartesiano representando as angulações do eixo Z.	33
Figura 16 - Nível digital (seta) sobre a plataforma superior.	34

Figura 17 - Esquema do envio dos comandos entre o software e hardware.	39
Figura 18 - Parâmetros dos comandos de movimento.	39
Figura 19 - Vetores de armazenamento das instruções e função de conversão de string para inteiro.	39
Figura 20 - Diagrama de entidade e relacionamento.	41
Figura 21 - Desenho de atuação do Servo Motor 1 da primeira versão do sistema. A. Visão lateral da cadeira. B. Vista interna do eixo de rotação.	42
Figura 22 - Desenho de atuação do Servo Motor 2 da primeira versão do sistema. A. Vista frontal da cadeira. B. Mecanismo de rotação do acento. C. Indicadores da rotação do acento.	43
Figura 23 - Juntas lineares do desenho do protótipo.	43
Figura 24 - Modelo 3D do sistema robotizado em várias visões.	44
Figura 25 - Materiais adquiridos para a construção do protótipo. (A) Cadeira ergonômica. (B) Atuadores lineares e fonte de alimentação.	44
Figura 26 - Visão frontal. Sequência de movimentos no sentido látero-lateral partindo de 0° a -20° de inclinação.	45
Figura 27 - Visão frontal. Sequência de movimentos no sentido látero-lateral partindo de 0° a 20° de inclinação.	45
Figura 28 - Visão direita. Sequência de movimentos no sentido anteroposterior partindo de 0° a -20° de inclinação.	46
Figura 29 - Visão direita. Sequência de movimentos no sentido anteroposterior partindo de 0° a 20° de inclinação.	46
Figura 30 - Diagrama de entidade e relacionamento do MySQL Workbench.	51
Figura 31 - Tela principal da interface gráfica de controle.	52

Figura 32 - Tela de cadastro da interface gráfica de controle.	53
Figura 33 - Tela de carregamento de pacientes da interface gráfica de controle.	54
Figura 34 - Tela de construção das rotinas.	55
Figura 35 - Tela de registro.	56
Figura 36 - Tela de registro durante coleta de dados.	57
Figura 37 - Tela de registro no fim da coleta de dados.	57
Figura 38 - Tela de descrição do registro.	58
Figura 39 - Tela sobre o software.	59

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Desvio padrão em relação ao tamanho do filtro de média móvel para o eixo X.	36
Gráfico 2 - Desvio padrão em relação ao tamanho do filtro de média móvel para o eixo Y.	36
Gráfico 3 - Desvio padrão em relação ao número de amostras para média no cálculo do offset para o eixo X.	37
Gráfico 4 - Desvio padrão em relação ao número de amostras para média no cálculo do offset para o eixo Y.	37
Gráfico 5 - Desvio padrão das 10 coletas de dados usando o filtro de média móvel e subtração do offset no eixo X.	47
Gráfico 6 - Desvio padrão das 10 coletas de dados usando o filtro de média móvel e subtração do offset no eixo Y.	47
Gráfico 7 - Variação de movimento no eixo X, sem filtro de média móvel, pelo tempo.	48
Gráfico 8 - Variação de movimento no eixo Y, sem filtro de média móvel, pelo tempo.	49
Gráfico 9 - Variação de movimento no eixo X, com filtro de média móvel, pelo tempo.	49
Gráfico 10 - Variação de movimento no eixo Y, com filtro de média móvel, pelo tempo.	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Sequência de atuação dos motores de passo no modo "Full Step".	26
Tabela 2 - Lista de comandos do sistema microcontrolado.	38

LISTA DE SIGLAS

2D	Duas dimensões
3D	Três dimensões
AHA	American Heart Association
AIT	Ataque Isquêmico Transitório
ARM Guide	Assisted Rehabilitation and Measurement Guide
AVE	Acidente Vascular Encefálico
Bps	Bits por segundo
DC	Direct Current
GND	Ground
Hz	Hertz
I ² C	Inter-Integrated Circuit
IDE	Integrated Development Environment
IMU	Inertial Measurement Unit
MEEM	Mini Exame de Estado Mental
MEMS	Microelectromechanical Systems
MIME	Mirror Image Movement Enhancer
SCL	Serial Clock (clock line)
DAS	Serial Data (data line)
USB	Universal Serial Bus
V	Volts
XCL	Auxiliary Serial Clock (auxiliary clock line)
XDA	Auxiliary Serial Data (auxiliary data line)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVOS	22
3 MATERIAIS E MÉTODOS	23
3.1 VISÃO GERAL DO MODELO	23
3.2 ACIONADORES LINEARES – MOTOR	25
3.3 CONTROLE – HARDWARE	26
3.4 CONTROLE – SOFTWARE	29
3.4.1 ESTRUTURA DE DADOS	29
3.4.2 CÁLCULO DOS ÂNGULOS	29
3.4.3 CALIBRAÇÃO DOS ACELERÔMETROS	34
3.4.4 COMANDOS	38
3.4.5 PADRÃO DE COMANDOS DE MOVIMENTOS	38
3.4.6 REGISTRO – EXECUTANDO OS COMANDOS DE MOVIMENTO	40
3.4.7 VERIFICAR POSIÇÃO – CONCLUINDO AS ROTINAS DE MOVIMENTO	40
3.5 TESTE DE MOVIMENTO	40
3.6 BANCO DE DADOS	41
3.7 INTERFACE GRÁFICA DO USUÁRIO	41
3.8 DESENHOS DO MODELO ORIGINAL DO PROTÓTIPO	42
3.9 MATERIAIS PARA O PROTÓTIPO	44
4 RESULTADOS	45
4.1 MINIATURA	45
4.2 TESTE DOS PARÂMETROS DE CALIBRAÇÃO DOS ACELERÔMETROS	46
4.3 RESULTADOS DOS TESTES DE MOVIMENTO	48
4.4 RESULTADO DO BANCO DE DADOS	50
4.5 INTERFACE GRÁFICA DO USUÁRIO	51
4.5.1 CENA: MENU PRINCIPAL	51
4.5.2 CENA: CADASTRAR PACIENTE	52
4.5.3 CENA: SELECIONAR PACIENTE	53
4.5.4 CENA: GERADOR DE ROTINAS	53
4.5.5 CENA: REGISTROS	55
4.5.6 CENA: DESCRIÇÃO DO REGISTRO	58
4.5.7 CENA: SOBRE	59
5 DISCUSSÃO	60
6 CONCLUSÃO	62
7 REFERÊNCIAS	63

1 INTRODUÇÃO

De acordo com um estudo realizado pela AHA, o AVE é dado como a quinta maior causa de morte nos Estados Unidos e é considerado uma das doenças que mais incapacita. Cada ano, aproximadamente 795.000 pessoas vêm a ter um AVE, incluindo casos recorrentes. O AVE encontra-se em quarto lugar entre as causas definidas de óbito no Brasil, apresentando uma taxa de mortalidade igual a 52,3 óbitos para cada 100 mil habitantes (MOZAFFARIAN et al., 2016; DATASUS, 2017).

Existem dois tipos de AVE: hemorrágico e o isquêmico. O tipo hemorrágico ocorre quando um vaso sanguíneo cerebral se rompe causando uma hemorragia que provoca danos ao tecido nervoso. Já o tipo isquêmico pode ser dividido em dois subtipos: o embólico, onde ocorre uma obstrução parcial, ou total, em virtude de um êmbolo; e trombótico, onde ocorre uma obstrução parcial, ou total, decorrente de trombos em um dos vasos sanguíneos cerebrais. Estima-se que cerca de 87% dos casos são isquêmicos, 10% são do tipo hemorrágico e 3% são hemorragias subaracnóideas. Existem alguns fatores que podem aumentar as chances de uma pessoa vir a sofrer um AVE, dentre eles: problemas cardíacos, idade, obesidade, diabetes, sedentarismo, hipertensão ou tabagismo. A maioria dos casos de AVE ocorrem em pessoas acima de 65 anos e mais em homens do que mulheres e após os 55 anos as chances de sofrer um AVE dobram a cada década (MOZAFFARIAN et al., 2016; DATASUS, 2017).

Os indivíduos podem ser divididos em grupos baseados nos fatores de risco ajudando a definir o nível de atenção que esses indivíduos terão dentro do sistema de saúde a fim de reduzir custos hospitalares futuros. Esses grupos são:

- Grupos de risco não modificáveis, pertencem a esse grupo idosos, indivíduos do sexo masculino, indivíduos que tiveram baixo peso ao nascimento, negros (por associação com hipertensão arterial maligna), AVE no histórico familiar, histórico progresso de AIT e condições genéticas como anemia falciforme. (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013; MOZAFFARIAN et al., 2016)
- Grupos de risco modificáveis, pertencem a esse grupo indivíduos que possuem hipertensão arterial sistêmica, tabagismo, diabetes mellitus, dislipidemia, fibrilação atrial e outras doenças cardiovasculares. (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013; MOZAFFARIAN et al., 2016)
- Grupo de risco potencial, pertencem a esse grupo indivíduos que possuem sedentarismo, obesidade, fazem uso de contraceptivo oral, fazem terapia de

reposição hormonal pós-menopausa, alcoolismo, apresentam aumento da homocisteína plasmática, síndrome metabólica por aumento da gordura abdominal e que fazem uso de cocaína e anfetaminas. (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013; MOZAFFARIAN et al., 2016)

Dentre os sintomas do AVE, podem ser: confusão súbita ou problemas para se comunicar; dormência ou fraqueza na face, braço ou perna; súbita perda de visão em um ou nos dois olhos; dor súbita no peito; tontura ou perda de equilíbrio e dores de cabeça severas. As chances de sobrevivência estão diretamente ligadas ao quanto antes o indivíduo é encaminhado ao serviço de emergência hospitalar. Por isso é importante que sejam notados, o quanto antes, os sintomas. No entanto, nem sempre é possível que o acometido seja atendido e receba o diagnóstico dentro do tempo recomendado. Políticas públicas para informar a população a respeito do AVE ajudam a detectar com mais facilidade, caso algum indivíduo apresente alguns dos primeiros sinais de um AVE (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013; GREENLUND et al., 2003).

O AVE ocorre quando há um fornecimento inadequado de oxigênio e nutrientes que desencadeiam uma série de neuropatologias, podendo causar danos irreversíveis ao tecido cerebral. Mesmo que o paciente não venha a óbito, sequelas graves causam perda de atividades funcionais. Infelizmente, apenas 33% dos acometidos conseguem recuperar algumas de suas atividades funcionais em anos após o AVE. A reabilitação tem como objetivo recuperar, ao menos parcialmente, as atividades motoras do paciente afetado pelo AVE, sendo a neuroplasticidade o mecanismo fundamental nesse processo. Treinos intensos voltados a tarefas específicas e a atenção de uma equipe multidisciplinar são fatores que podem ajudar na reabilitação do paciente (KATO et al., 2015; CHANG E KIM, 2013).

O tratamento demanda altos custos ao sistema público de saúde uma vez que uma reabilitação eficiente requer a atenção de uma equipe multidisciplinar, além do suporte da família do paciente cujo papel é fundamental no aspecto social da reabilitação. A equipe deve contar com profissionais de saúde para trabalhar o lado físico, cognitivo e emocional do indivíduo, como: enfermeiro, profissional de serviço social, médico, terapeuta ocupacional, fisioterapeuta, fonoaudiólogo, nutricionista e psicólogo (BINDAWAS E VENNU, 2016; EVANS et al., 1995).

Devido ao envelhecimento populacional, o número de casos de AVE vem aumentando gradualmente nos últimos anos. Porém, a taxa de mortalidade tem diminuído e a redução da taxa de mortalidade pode ser devido ao fato de que vem se dando mais

importância ao tratamento do AVE ainda no estágio subagudo, onde a recuperação do paciente se mostra mais rápida. A reabilitação precoce com treinamentos vigorosos e intensos pode ajudar na recuperação do paciente estimulando a reorganização cortical a partir do processo de neuroplasticidade que estimula o cérebro a se ajustar funcionalmente (CHANG E KIM, 2013; PRANGE et al., 2006; DRAGANSKI et al., 2004).

Existem diversos métodos de treinamento a fim de ajudar na recuperação de um indivíduo que sofreu um AVE. Diversas terapias têm sido adicionadas à terapia convencional na literatura científica com o objetivo de maximizar o processo de recuperação motora e acelerar a independência funcional destes indivíduos. Um desses métodos é a terapia robótica. Atualmente, a terapia robótica vem sendo usada para avaliação e tratamento de disfunções motoras de indivíduos acometidos com o AVE. A intervenção da terapia robótica foi possível graças aos avanços nas tecnologias robóticas nos últimos anos (RESQUÍN et al., 2016; CHANG E KIM, KREBS, VOLPE, 2013; PRANGE et al., 2006; FASOLI et al., 2004).

Estudos realizados usando a terapia robótica na reabilitação dos membros em acometidos pelo AVE demonstraram resultados confiáveis na melhora do desempenho motor, sendo que em alguns casos se mostrou mais eficiente quando comparado com a fisioterapia convencional (KREBS et al, 2013; ABDULLAH et al., 2011). A terapia robótica associada à terapia convencional também traz bons resultados, às vezes até melhores que somente a terapia robótica (RESQUÍN et al., 2016; CHANG E KIM, 2013).

Devido aos robôs serem agentes incansáveis, é possível proporcionar uma alta dosagem e intensidade de treinos repetitivos voltados a atividades específicas. Além disso, na terapia robótica é possível controlar a quantidade e intensidade dos treinos e com a ajuda de sensores, podem ser mensurados os movimentos do paciente permitindo avaliar, quantitativamente, a sua recuperação. Conforme esses fatores cria-se um ambiente seguro e propício para a reabilitação (RESQUÍN et al., 2016; CHANG E KIM, 2013; PRANGE et al., 2006; FASOLI et al., 2004).

De acordo com CHANG E KIM (2013) existem dois tipos principais de dispositivos robóticos para reabilitação: dispositivos assistivos e dispositivos terapêuticos. Os dispositivos assistivos servem para compensar a perda de uma habilidade, como implantes cocleares, próteses e cadeiras de rodas robotizadas, enquanto que os dispositivos terapêuticos servem para recuperar uma habilidade motora perdida devido à alguma enfermidade. Dentro dos dispositivos terapêuticos, pode-se classificá-los como: dispositivos robóticos de apoio (Figura 1A e Figura 2A) e os dispositivos robóticos tipo

exoesqueleto (Figura 1B e Figura 2B). Os dispositivos de apoio treinam as regiões distais do corpo enquanto que os dispositivos do tipo exoesqueleto são mecanicamente alinhados com a anatomia do usuário. Basicamente, a diferença entre esses dois tipos é o custo devido maior complexidade de seus mecanismos. Os dispositivos robóticos também podem ser classificados como: sistemas ativos, que manipulam o movimento do membro; sistemas passivos, onde quem realiza a maior parte do movimento é o paciente; e sistemas interativos, onde o movimento pode variar de acordo com o grau de liberdade. O grau de liberdade, nos termos de robótica, pode ser definido como o número de movimentos independentes, tendo um plano como referência (KHATIB, 1987). Quando os dispositivos robóticos têm apenas um grau de liberdade, são utilizados em indivíduos com baixo nível funcional e quando possuem vários graus de liberdade, podem ser utilizados tanto em pacientes com alto ou baixo nível funcional. Alguns exemplos de dispositivos robóticos voltados para reabilitação, são: Gait trainer, Lokomat, MIT-Manus, MIME, ARM Guide, InMotion e Bi-Manu-Track (CHANG E KIM, 2013; FASOLI et al., 2004; PRANGE et al., 2006).

Atualmente, a maioria dos dispositivos robóticos são voltados aos membros superiores ou inferiores, como o MIT-Manus, ARM Guide, Gait trainer e Lokomat. Poucos estudos exploram a reabilitação robótica do tronco em indivíduos acometidos pelo AVE, sendo que muitas atividades diárias são realizadas nessa posição. Hoje em dia, com os avanços nas áreas da robótica e da computação, foi possível aproximar a tecnologia a um público maior, de modo que até mesmo crianças podem aprender a desenvolver diversos tipos de projetos utilizando tais recursos, como a plataforma do LEGO® Mindstorm®, que é uma plataforma de prototipação robótica usando LEGO®; e o programa Scratch, que é um programa voltado para crianças aprenderem programação (LEGO® Mindstorm®, 2017; Scratch - Imagine, Program, Share, 2017; RESNICK, M. et al., 2009; LAU, K. W. et al., 1999) . Contudo, a plataforma escolhida foi a do Arduino por ser uma plataforma de fácil utilização que permite uma rápida prototipação, com baixo custo, flexibilidade e é *open source*, ou seja, toda a documentação da placa de prototipagem e do software ficam abertas ao público (ARDUINO, 2017).

A interface gráfica foi desenvolvida usando o motor de jogos Unity3D para interagir com o protótipo por meio de trocas de mensagens. O Unity3D, a princípio, é um programa voltado para o desenvolvimento de jogos, tanto de ambientes 2D quanto 3D, porém é possível desenvolver aplicações para diversas finalidades aproveitando seus recursos de interação gráfica que facilitam o desenvolvimento permitindo uma programação fácil com

integração de recursos, como arquivos de áudio e imagens (UNITY - GAME ENGINE, 2017; KHALIFA et al., 2015). Uma outra vantagem do Unity3D é a possibilidade de exportação do código para múltiplas plataformas, ou seja, é possível gerar com apenas uma programação, aplicativos para computadores, *smartphones*, aplicações web, aplicações para realidade virtual, aplicativos para *smartTV*, entre outros. O programa desenvolvido tem como público-alvo profissionais de saúde habilitados para lidar com pacientes que vieram a sofrer um AVE.

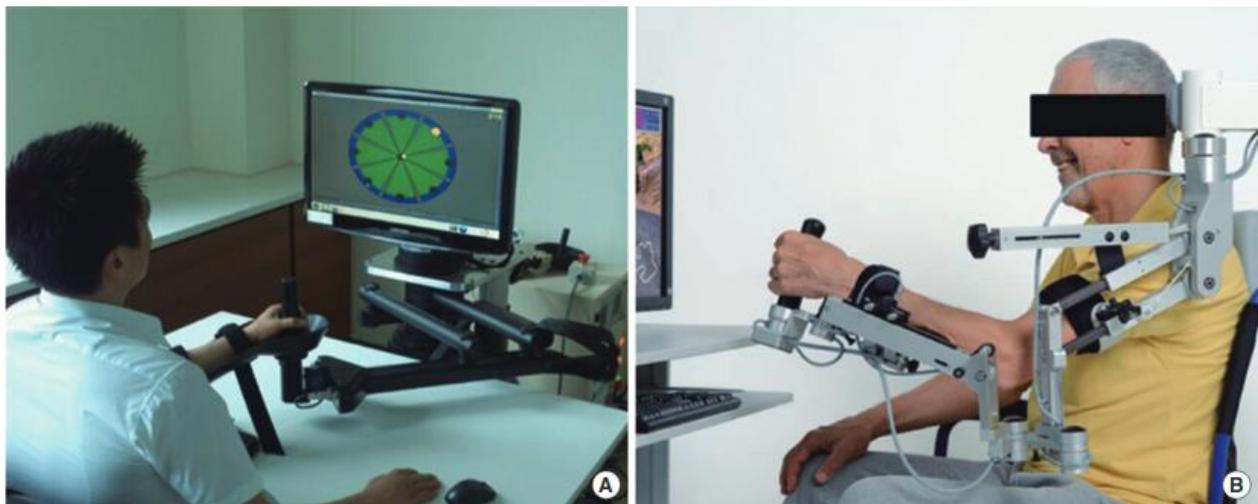


Figura 1. Dispositivos robóticos terapêuticos voltados aos membros superiores. (A) In Motion. (B) Arneo.

Fonte: CHANG E KIM, 2013.



Figura 2. Dispositivos robóticos terapêuticos voltados aos membros inferiores. (A) Gait trainer. (B) Lokomat.

Fonte: Biodex, Hocoma. Disponíveis em: biodex.com e hocoma.com. Acessado em: 05/08/2017.

A interação entre o usuário e o programa ocorre pela troca de mensagens. O usuário cadastra as informações do paciente e instruções de movimentos para serem executadas sequencialmente pelo protótipo. O protótipo possui sensores de posição que ajudam a controlar a mecânica do movimento. Os sensores em questão são baseados em acelerômetros e giroscópios triaxiais que são dispositivos integrados que possuem MEMS (Sistemas Microeletromecânicos) capazes de detectar rotações, vibrações e diferenças de posicionamento em um determinado eixo relativo a ele mesmo ou à gravidade. Os dados colhidos são enviados ao programa que exibe interativamente a movimentação do protótipo e do paciente. Portanto, baseado nesses desenhos, a proposta dessa pesquisa é criar um dispositivo robótico terapêutico para ajudar na reabilitação em acometidos pelo AVE, utilizando como ferramenta de avaliação exercícios pré-programados durante reações de equilíbrio do paciente.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Criar um sistema robotizado para intervenção fisioterapêutica em acometidos pelo AVE, utilizando como ferramenta de avaliação, exercícios pré-programados durante reações de equilíbrio.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Definir os dados coletados.
- Construir um modelo de ensaio.
- Calibrar os acelerômetros.
- Realizar os primeiros testes de movimentos.
- Criar uma interface gráfica para interagir com o sistema robotizado.
- Cria um padrão de comando para passar instruções de movimento ao sistema.
- Integrar o banco de dados (SQLite) com a interface gráfica.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 VISÃO GERAL DO MODELO DE ENSAIO

Um modelo foi construído em plástico para simular os movimentos do sistema. O modelo é constituído de duas bases quadradas de mesmo tamanho, uma fixa (inferior) e outra móvel (superior). A móvel foi conectada a dois acionadores lineares dispostos ortogonalmente em relação a plataforma. Esses acionadores conectam-se às bases através de coxins de borracha para permitir os movimentos executados pelo conjunto. As duas bases foram conectadas por um tubo de silicone, justo no centro de cada peça, para simular os movimentos de uma junta universal, como prevista no protótipo (Figura 3). Na base móvel foi fixado, exatamente no centro dela, um cilindro de plástico para albergar a placa do acelerômetro de posição angular da cadeira (Figura 4A). Na tampa do cilindro foi fixado, através de um tubo de silicone, um outro cilindro, para receber o acelerômetro de posição angular do tronco do indivíduo (Figura 4B). Para simular o deslocamento do tronco do indivíduo, foi adicionado ao cilindro de posição do tronco, um anel de plástico que pode ser deslocado ao longo do cilindro, permitindo, dessa forma, simular a estabilidade do tronco em diversas situações (Figura 5).

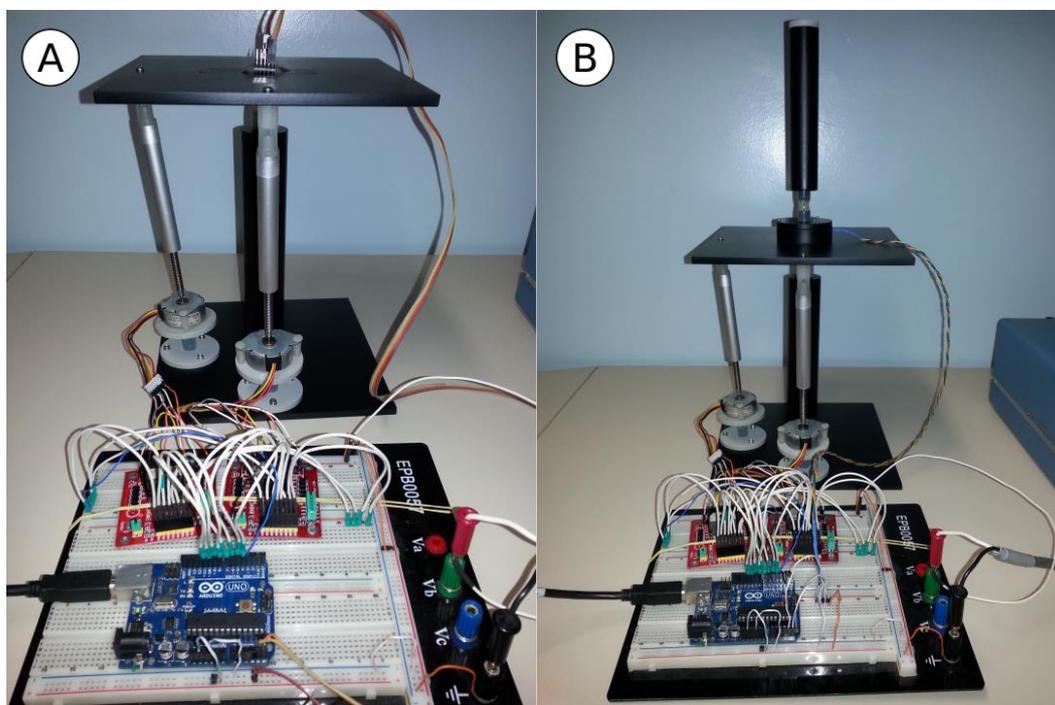


Figura 3. Modelo para testes dos movimentos do protótipo. A. Modelo demonstrando a posição do acelerômetro. B. Modelo com a peça que comporta os dois acelerômetros, um na base e outro dentro do simulador do paciente.

Fonte: arquivo pessoal.

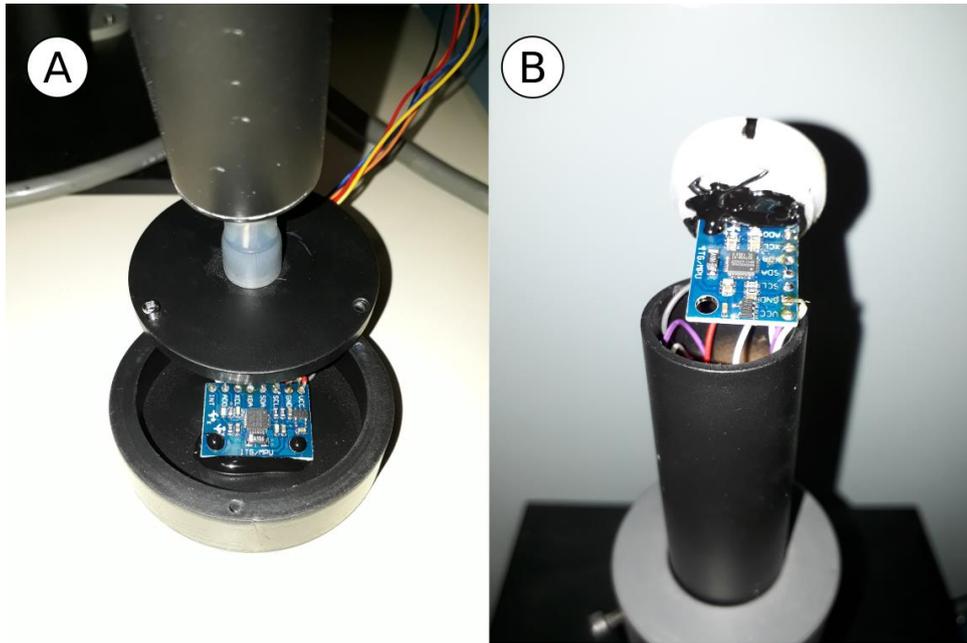


Figura 4. Simulador do paciente. A: Acelerômetro da plataforma superior (cadeira). B: Acelerômetro do simulador do paciente.

Fonte: arquivo pessoal.



Figura 5. Anel de plástico (seta) para simular a estabilidade de tronco do paciente.

Fonte: arquivo pessoal.

Dos componentes eletrônicos foram utilizados dois motores de passo, dois módulos de ponte H, dois acelerômetros e uma placa de prototipagem Arduino Mega (Arduino Mega, Arduino C.C). A conexão entre esses componentes pode ser vista no esquema da Figura 6. Os motores de passo são controlados pelos módulos de ponte H

(L298N) pela ativação e desativação das portas de entrada e saída do Arduino. Os comandos de movimentos são gerados pela interface gráfica do usuário que os envia através de uma comunicação serial por meio da porta USB. A placa de prototipagem recebe uma sequência de caracteres e os converte em instruções de movimento. Durante a execução de uma instrução, a realimentação da posição do conjunto foi feita empregando dois sensores do tipo IMU, composto de acelerômetros e giroscópios triaxiais, modelo MPU6050 (MPU-6050, 2017) que informam tanto o ângulo da base da cadeira quanto o do tronco do indivíduo. O conjunto é alimentado por uma fonte de alimentação que fornece a tensão e a corrente necessária para o pleno funcionamento dos componentes eletrônicos.

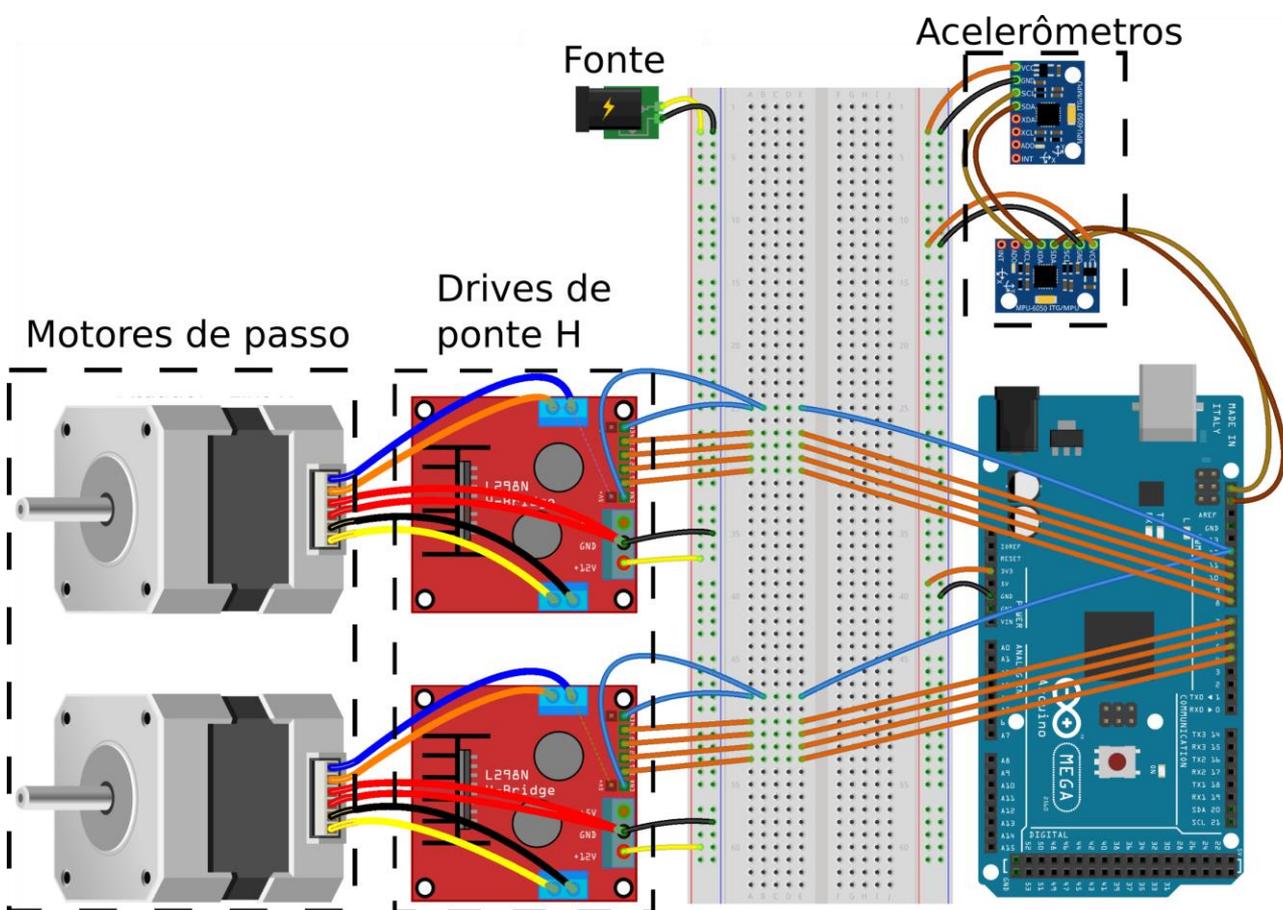


Figura 6. Esquemático de conexão dos componentes do sistema.

Fonte: arquivo pessoal.

3.2 ACIONADORES LINEARES – MOTOR

Os acionadores lineares do modelo de ensaio foram construídos utilizando dois motores de passo unipolares (35BY485054) com 48 passos por revolução. Os eixos dos motores foram conectados a barras roscadas de aço inoxidável com $\frac{1}{4}$ de polegada de

diâmetro e 130 mm de comprimento, que ao girar empurram um tubo de alumínio, produzindo o movimento esperado. Os motores foram fixados através de placas de plástico. Nelas foram fixados tubos de silicone para permitir o movimento do conjunto e corrigir pequenos erros de centralização (Figura 7).



Figura 7. Atuador linear usando motor de passo.

Fonte: arquivo pessoal.

3.3 CONTROLE – HARDWARE

Tabela 1. Sequência de atuação dos motores de passo no modo “Full Step”.

Passo	Motor A		Motor B		GND	
	Amarelo	Preto	Laranja	Azul	Vermelho	Vermelho
0	+	+	-	-	-	-
1	-	+	+	-	-	-
2	-	-	+	+	-	-
3	+	-	-	+	-	-

Fonte: arquivo pessoal.

A conexão com o drive de ponte H foi feita seguindo o esquema da Figura 8, baseado no esquema de cores da Tabela 1. Os pinos centrais dos motores de passo, que separam os pares das bobinas, foram aterrados permitindo que o motor opere como se fosse um motor de passo bipolar. Em cada motor, os pinos A1 e A2 foram conectados ao Motor A e os pinos B1 e B2 foram conectados ao Motor B do drive de ponte H. A sequência de atuação é definida na Tabela 1 onde cada passo representa uma configuração de um estado de nível alto ou baixo dos respectivos pinos digitais conectados a placa de prototipagem. O sentido da rotação é definido pela ordem dos passos seguidos, podendo ser crescentes ou decrescentes, rotacionando, respectivamente, no sentido horário ou anti-horário.

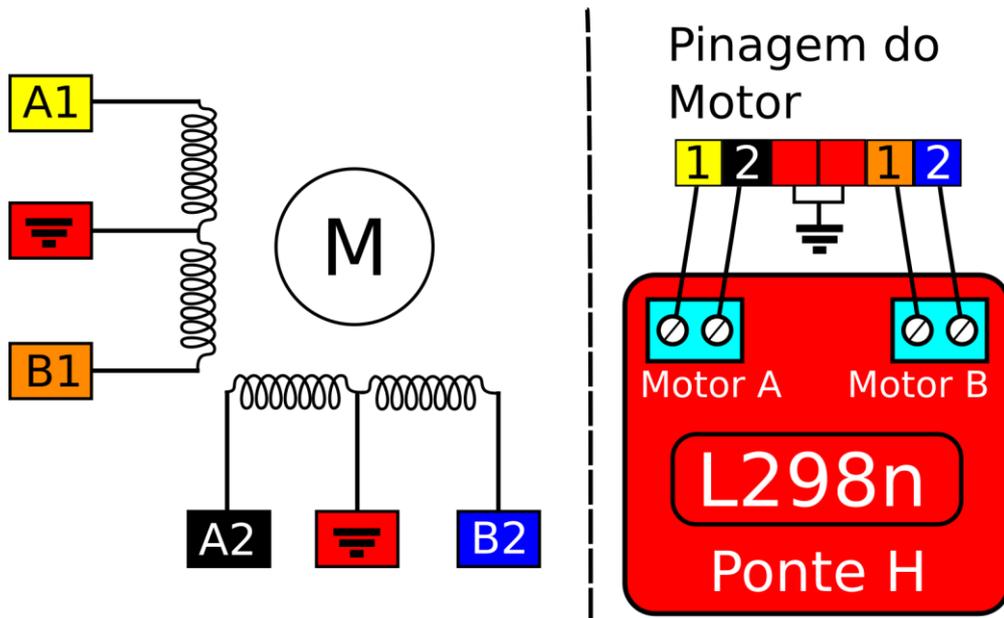


Figura 8. Esquema de conexão dos motores de passo.

Fonte: arquivo pessoal.

Para acionar os motores de passo, foi utilizada a biblioteca Stepper.h que já vem instalada nas últimas versões da IDE do Arduino. No código do microcontrolador, são declarados dois objetos dessa biblioteca sendo um para cada motor (Figura 9). A variável “stepsPerRevolution” representa o número de passos por revolução e os pinos onde estão conectados os motores de passo são inseridos como parâmetros dessas instâncias, sendo que, originalmente, os motores de passo possuem 48 passos por revolução, porém, foi estabelecido o valor de 4 para simplificar o acionamento dos motores, que operam no modo “Full Step” onde são necessárias somente quatro instruções. A partir desses objetos declarados é possível acionar os motores de passo e também definir a velocidade de rotação dos mesmos.

```

#include <Stepper.h>

const int stepsPerRevolution = 4;
Stepper msl(stepsPerRevolution, 40, 48, 44, 52);
Stepper ms2(stepsPerRevolution, 22, 30, 26, 34);

```

Figura 9. Bibliotecas e objetos dos motores de passo.

Fonte: arquivo pessoal.

O sistema utiliza dois IMUs para determinar a posição tanto da plataforma do modelo de ensaio quanto do simulador do paciente. A uma frequência de amostragem de 100 Hz, a posição do protótipo é constantemente verificada pelo microcontrolador se está na posição estipulada pelo comando de movimento. Foram utilizados dois módulos de acelerômetro e giroscópio MPU6050 (MPU-6050, 2017), os módulos possuem 6 graus de liberdade sendo 3 eixos para o acelerômetro e 3 eixos para o giroscópio e possuem 16 bits de resolução para cada canal. Ambos são alimentados por 3,3 V fornecidos pelo próprio Arduino e aterrados ao GND. O protocolo I²C foi utilizado para transmissão de dados por meio dos pinos SCL e SDA e seus pares auxiliares (para o segundo acelerômetro) XCL e XDA. Para que fosse possível utilizar dois acelerômetros o pino AD0 foi configurado no primeiro acelerômetro conectando-o ao GND e outro foi conectado à alimentação de 3,3 V, endereçando-os, respectivamente, aos códigos em hexadecimal 0x68 e 0x69. Esses códigos, servem como parâmetros para criar os objetos dos acelerômetros dentro do código da placa de prototipagem utilizando a biblioteca MPU6050.h (ROWBERG, 2017). Para utilizar essa biblioteca devem ser adicionadas as bibliotecas Wire.h e a I2Cdev.h (ROWBERG, 2017). Na Figura 10, estão declaradas as bibliotecas relacionadas ao acelerômetro e os objetos instanciados de cada acelerômetro com seus respectivos parâmetros.

```

#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"
#include "Wire.h"

MPU6050 accel1(0x68);
MPU6050 accel2(0x69);

```

Figura 10. Bibliotecas e objetos dos acelerômetros.

Fonte: arquivo pessoal.

3.4 CONTROLE – SOFTWARE

3.4.1 ESTRUTURA DE DADOS

No código do microcontrolador, foi implementada a estrutura de dados contendo os valores em graus dos eixos X e Y, o valor coletado pelos acelerômetros, os erros de offset e os vetores do filtro de média móvel. Essa estrutura de dados é utilizada tanto para o acelerômetro do paciente quanto para o acelerômetro do assento da cadeira, sendo, respectivamente, os objetos a1 e a2 (Figura 11).

```
struct accel_data {  
    float x, y;  
    float ax, ay;  
    float ex = 0.0, ey = 0.0;  
    float mx[N_MEAN], my[N_MEAN];  
} a1, a2, tmp_a;
```

Figura 11. Estrutura de dados dos acelerômetros.

Fonte: arquivo pessoal.

Na função setup do Arduino é inicializada a comunicação I²C pela biblioteca Wire, a comunicação serial atribuindo como parâmetro 115200 bps como taxa de transmissão de dados e é estabelecida a comunicação com os acelerômetros (Figura 12).

```
void setup() {  
    Wire.begin();  
    Serial.begin(115200);  
  
    accel1.initialize();  
    accel2.initialize();  
}
```

Figura 12. Inicialização da comunicação serial e I²C.

Fonte: arquivo pessoal.

Ainda na função setup (Figura 12), é feita uma coleta do tamanho da janela do filtro de média móvel para preencher os vetores com os pontos necessários para calcular a média dos eixos X e Y. Em seguida, é calculado o offset dos eixos pela média das amostras da saída do filtro de média móvel. Os próximos valores da saída do filtro de média móvel serão subtraídos pelo offset calculado do seu respectivo eixo.

3.4.2 CÁLCULO DOS ÂNGULOS

Os acelerômetros possuem uma resolução de 16 bits, ou 15 bits desconsiderado 1 bit como bit de sinal, logo, os valores mensurados dos acelerômetros, usando a biblioteca MPU6050.h, variam entre -32.767 a 32.767, configurado no modo 2G. Porém, esses valores são de difícil compreensão em relação a posicionamento da plataforma. Dessa

forma, para converter esses valores em graus foram utilizados cálculos matemáticos (MPU-6050, 2017; ROWBERG, 2017; TUCK, 2007). Tal conversão se dá pelas seguintes equações:

$$X' = \arctan \left(\frac{X}{\sqrt{Y^2 + Z^2}} \right) \quad (1)$$

$$Y' = \arctan \left(\frac{Y}{\sqrt{X^2 + Z^2}} \right) \quad (2)$$

$$Z' = \arctan \left(\frac{\sqrt{X^2 + Y^2}}{Z} \right) \quad (3)$$

$$\theta_X = \frac{X' \times 180}{\pi} \quad (4)$$

$$\theta_Y = \frac{Y' \times 180}{\pi} \quad (5)$$

$$\theta_Z = \frac{Z' \times 180}{\pi} \quad (6)$$

Considerando um ponto genérico no espaço, as equações 1, 2 e 3, calculam o arco-tangente dos eixos dos acelerômetros, sendo os valores retornados em radianos e são convertidos para graus usando as equações 4, 5 e 6. A equação 1 calcula a posição do ponto no eixo X em relação ao plano formado pelos eixos Y e Z. Na Figura 13A, o ponto está no lado negativo do eixo X a -45° , indicando que o acelerômetro está inclinado para esquerda e na Figura 13B o ponto passa para o lado positivo a 45° , indicando que o acelerômetro está inclinado para direita. A equação 2 calcula a posição do ponto no eixo Y em relação ao plano formado pelos eixos X e Z. Na Figura 14A, o ponto está no lado negativo do eixo Y a -45° , indicando que o acelerômetro está inclinado para frente e na Figura 14B o ponto passa para o lado positivo a 45° , indicando que o acelerômetro está inclinado para trás. A equação 3 calcula a posição do ponto no eixo Z em relação ao plano formado pelos eixos X e Y. Na Figura 15A, o ponto está no lado negativo do eixo Z, indicando que o acelerômetro está apontado para baixo e na Figura 15B o ponto passa para o lado positivo do eixo Z, indicando que o acelerômetro está apontando para cima.

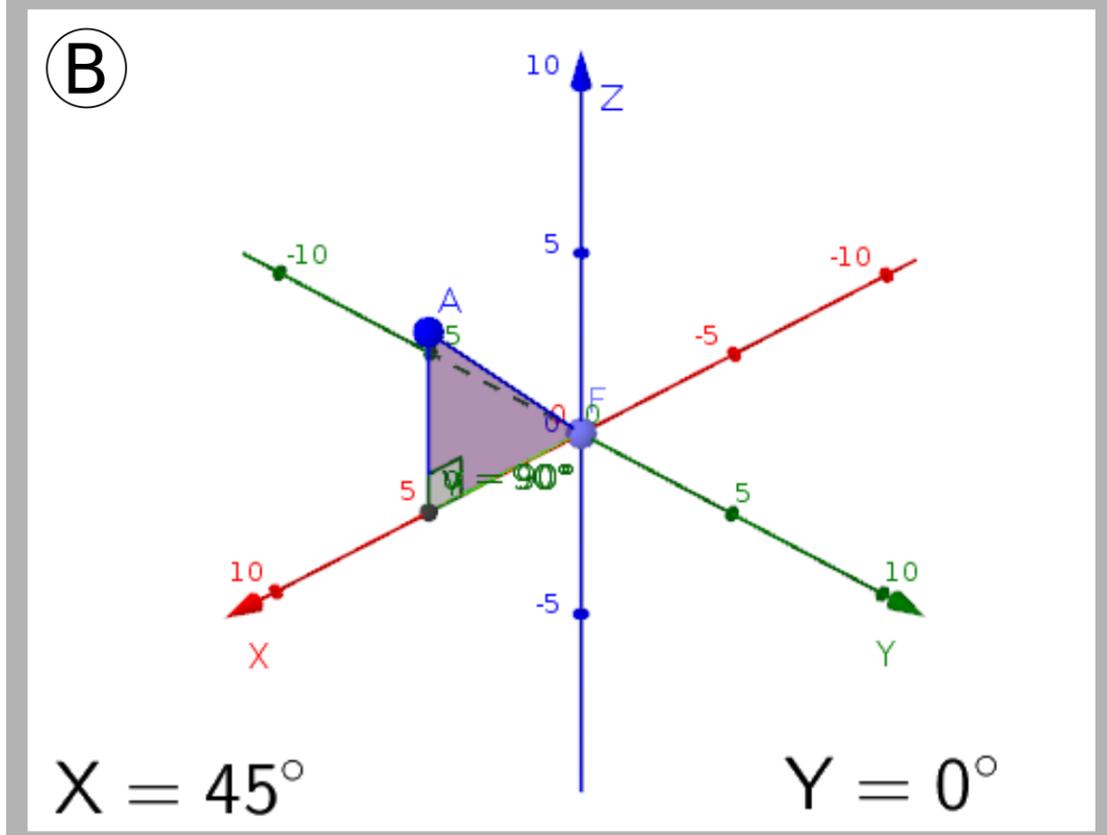
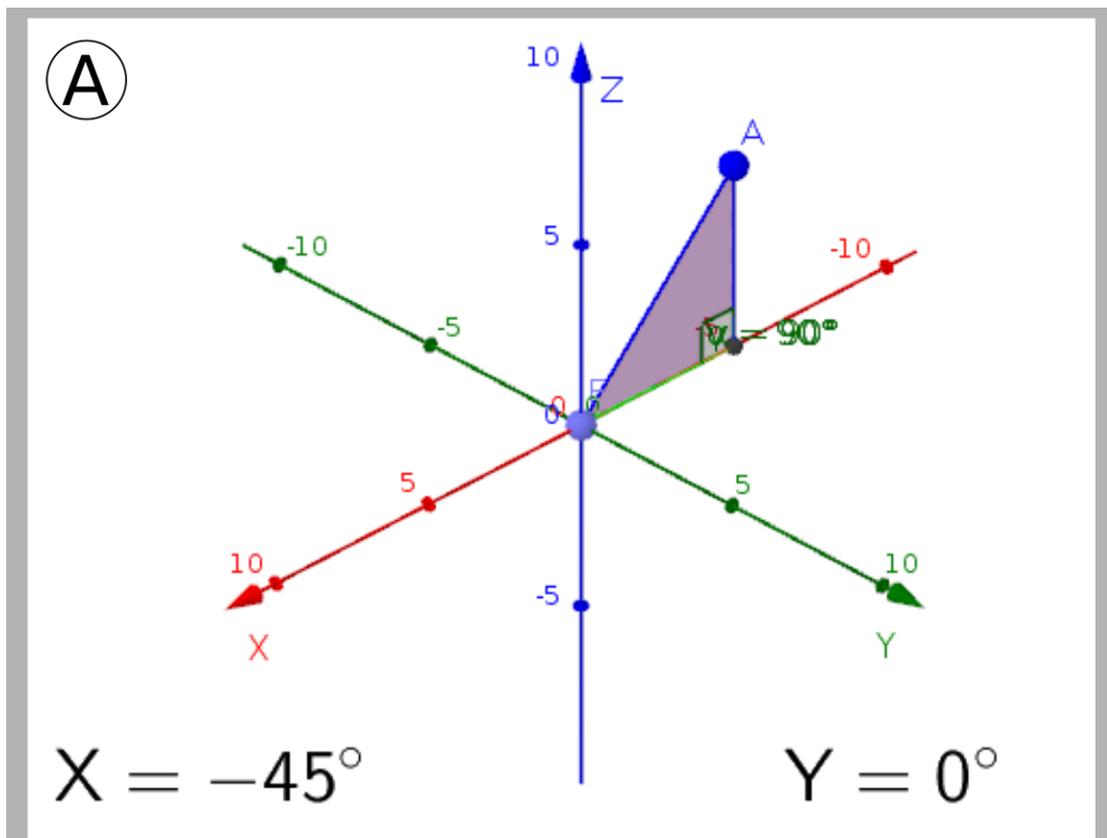


Figura 13. Espaço cartesiano representando as angulações do eixo X.

Fonte: arquivo pessoal.

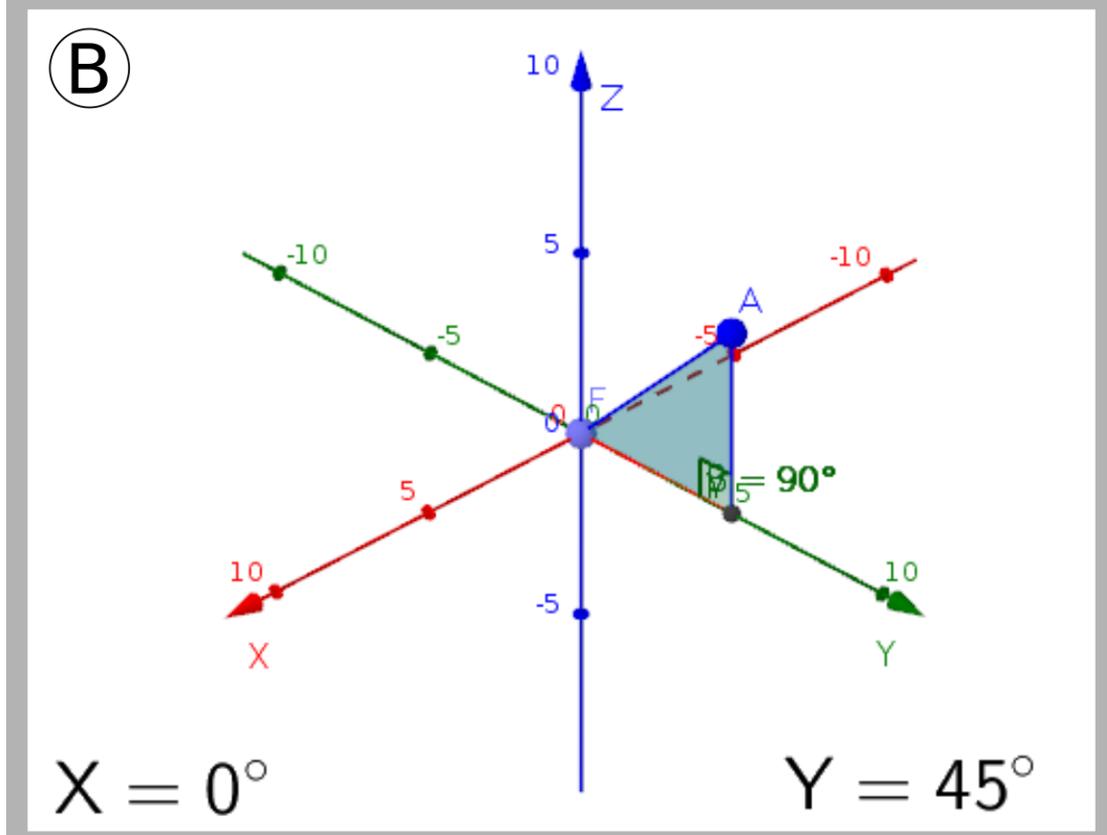
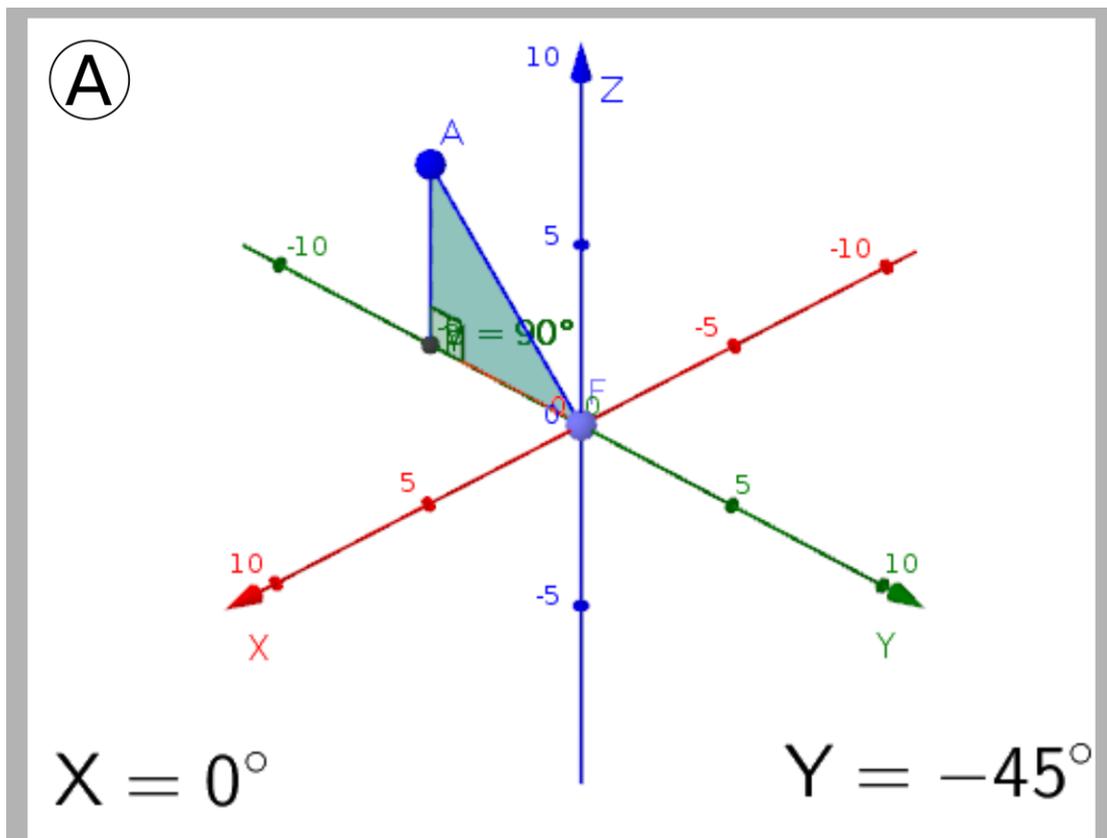


Figura 14. Espaço cartesiano representando as angulações do eixo Y.

Fonte: arquivo pessoal.

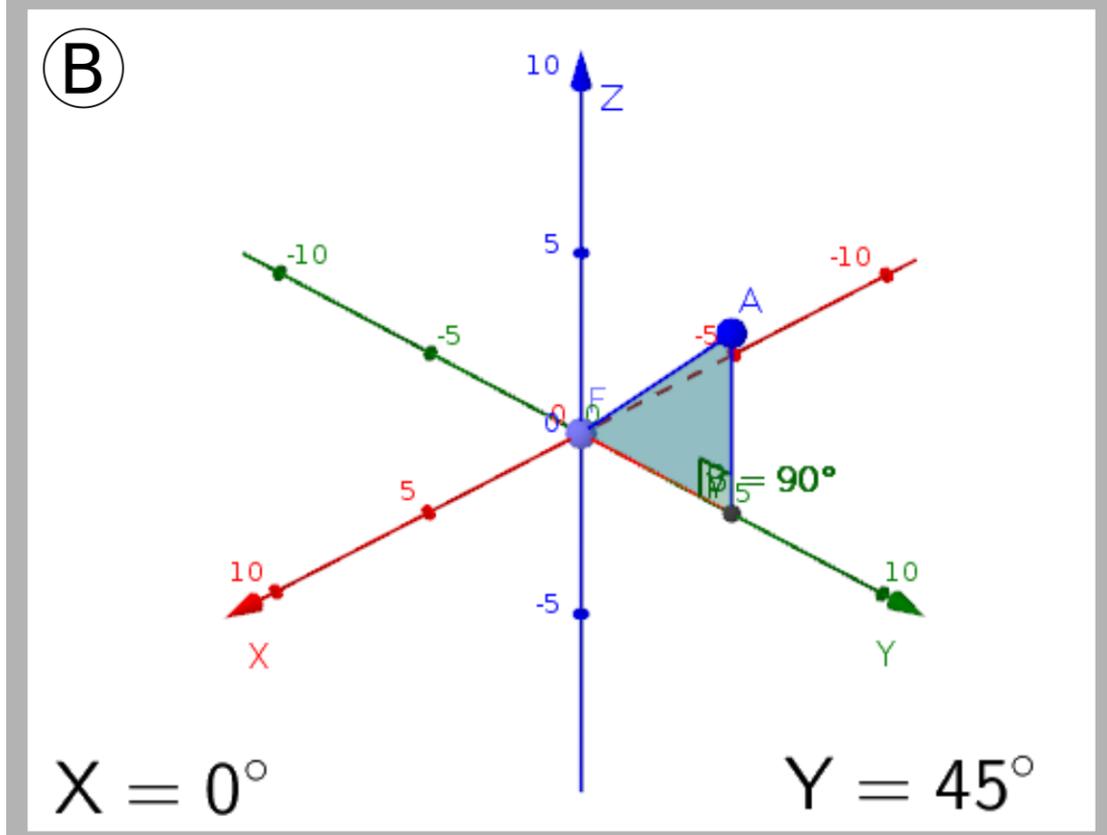
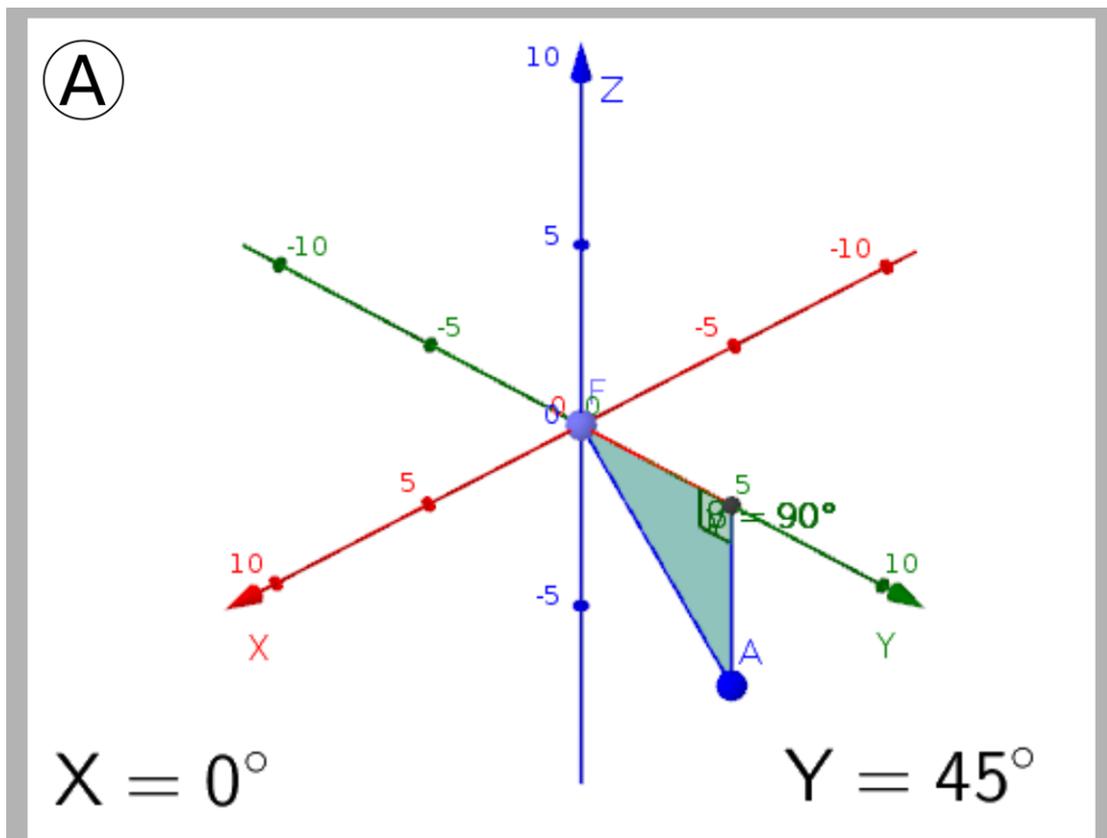


Figura 15. Espaço cartesiano representando as angulações do eixo Z.

Fonte: arquivo pessoal.

3.4.3 CALIBRAÇÃO DOS ACELERÔMETROS

A plataforma foi ajustada na posição central com a ajuda de um nível digital (Figura 16) para que fosse realizada a calibração dos acelerômetros. Os dados foram colhidos diretamente do terminal da IDE do Arduino seguindo o mesmo formato do padrão de comandos que se comunica com o programa da interface gráfica. Esses dados são salvos em um arquivo de texto que é processado e os dados são exportados para uma planilha no formato “.csv” usando o Jupyter Notebook (Projeto Jupyter, jupyter.org) que carrega os dados das planilhas e gera os gráficos das coletas (Repositório com as planilhas e os documentos do Jupyter, <https://github.com/Amimaro/Accelerometer-Calibration>).

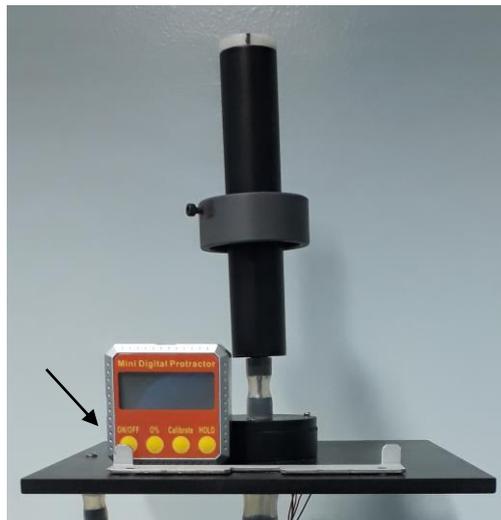


Figura 16. Nível digital (seta) sobre a plataforma superior.

Fonte: arquivo pessoal.

$$medMov = \frac{x[n] + x[n - 1] + \dots + x[n - N]}{N + 1} \quad (7)$$

Para possibilitar uma leitura correta do posicionamento da plataforma foi necessário reduzir o ruído do sinal e reduzir o erro de offset durante as medições. Devido isso foram realizados testes para determinar quais parâmetros que melhor se enquadram para o sistema. Foi utilizado um filtro de média móvel onde é realizada uma média de uma quantidade de amostras predeterminada ajudando a demonstrar a tendência do sinal suavizando-o e reduzindo flutuações. A equação 7 representa o cálculo da média móvel onde “x” é o valor de entrada, “N” é o tamanho da janela e “n” representa os valores dentro da janela. A cada valor mensurado pelo sensor a janela do filtro é deslocada uma casa fazendo com que o primeiro valor do cálculo anterior (“x[n]”) seja desconsiderado e incluindo a nova amostra no topo da pilha. O tempo de resposta do sinal varia de acordo

com o tamanho da janela. Quanto maior o tamanho da janela menor a sensibilidade aos movimentos e vice-versa. Após reduzir o ruído do sinal com o filtro de média móvel, é calculado o valor de offset para aproximar o *bias* a zero.

Para determinar o tamanho do filtro de média móvel e o número de valores ideal para a média no cálculo do offset, foram realizados diversos testes de mensuração utilizando o modelo de ensaio parado na posição central e apenas com o acelerômetro do assento, considerando apenas os eixos X e Y. Começando pelo filtro de média móvel variando em uma janela de 1 a 101 pontos, foram realizadas 1000 coletas sendo que esse mesmo teste foi repetido 10 vezes seguidas, logo, a matriz resultante possui 10.000 linhas por 100 colunas para cada eixo. A partir dessa matriz, foi calculado o desvio padrão de cada tamanho da janela dos dados em ambos os eixos e foi escolhido o tamanho da janela mais próximo do fim da curva e onde não houvesse variações significativas próximo ao ponto escolhido.

Aplicando o filtro de média móvel, primeiro foi calculada a média de um determinado número de amostras definido variando de 1 a 100 para cada eixo. Em seguida, o valor da média resultante foi subtraído dos valores colhidos nos testes. Foram colhidas 100 amostras e esse processo se repetiu 10 vezes. A matriz resultante desse processo possui 1000 linhas e 99 colunas e foi calculado desvio padrão de cada coluna para determinar a quantidade mínima de amostras para calcular o offset, que seguiu o mesmo critério da escolha do tamanho da janela do filtro de média móvel.

A partir dos testes realizados, foi definido um tamanho da janela de 40 pontos para o filtro de média móvel, tanto para o eixo X quanto para o eixo Y, devido que o desvio padrão se manteve abaixo de 0.1° e desse tamanho da janela em diante não houve variações significativa (Gráficos 1 e 2). Para calcular o número de amostras para calcular a média do offset, foi definido a quantidade de 50 amostras em ambos os eixos, devido que a desvio padrão se manteve abaixo de 0.1° (Gráficos 3 e 4).

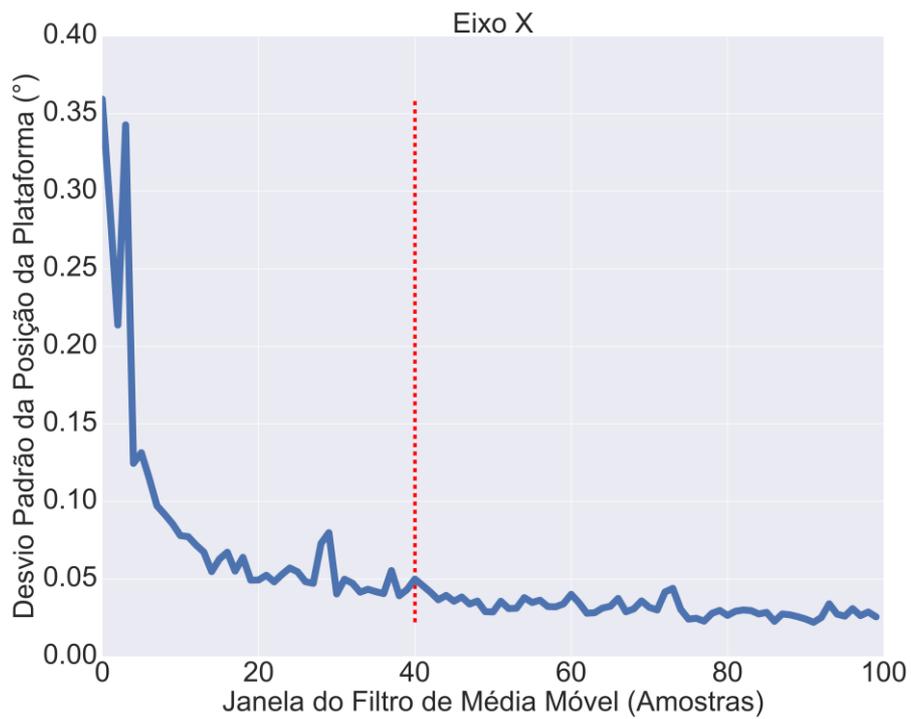


Gráfico 1. Desvio padrão em relação ao tamanho do filtro de média móvel para o eixo X.

Fonte: arquivo pessoal.

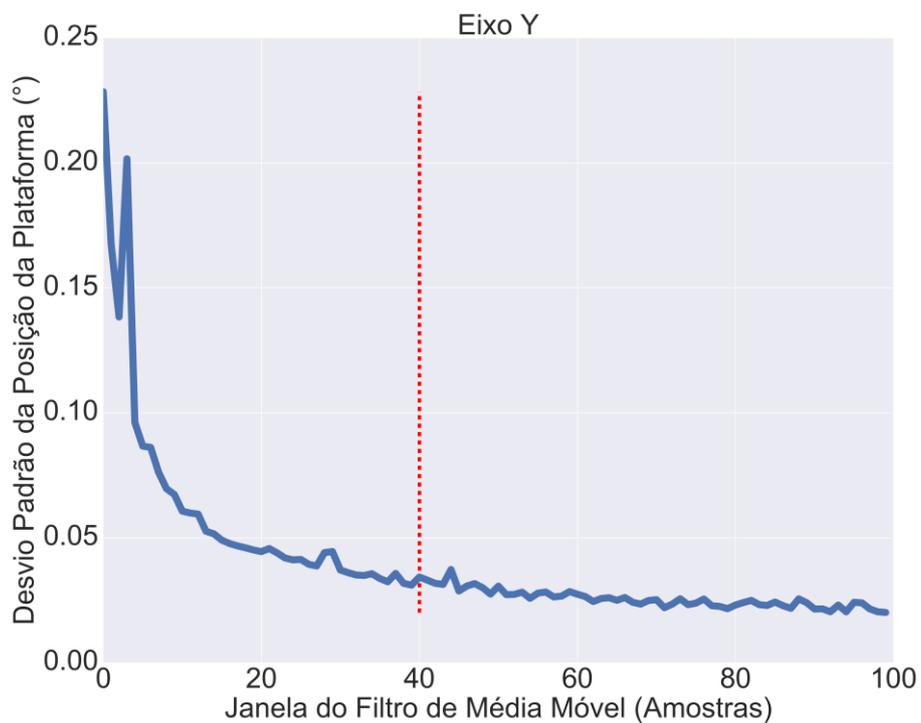


Gráfico 2. Desvio padrão em relação ao tamanho do filtro de média móvel para o eixo Y.

Fonte: arquivo pessoal.

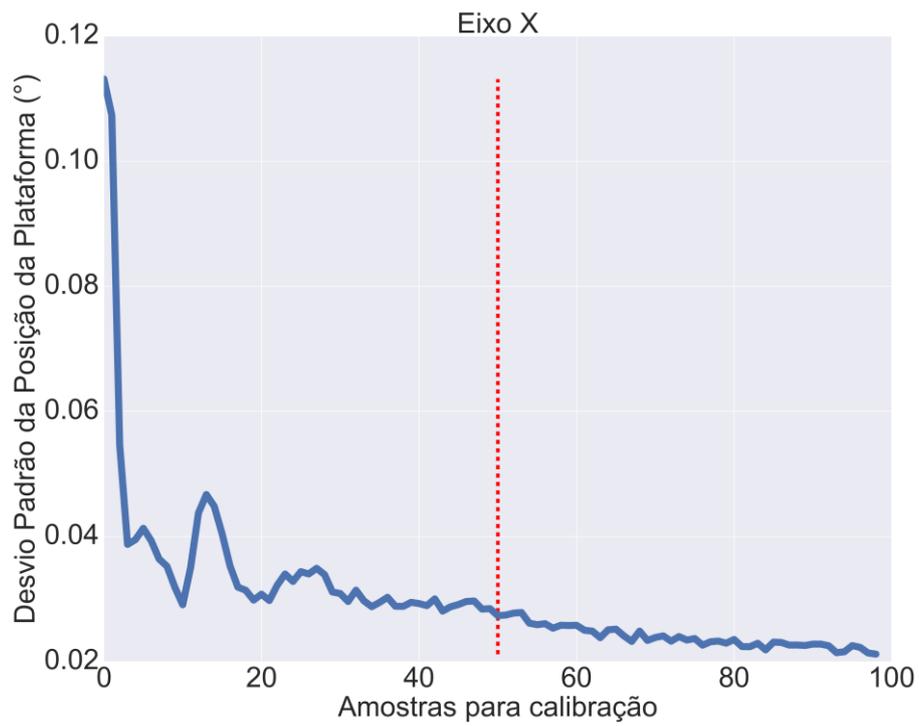


Gráfico 3. Desvio padrão em relação ao número de amostras para média no cálculo do offset para o eixo X.
 Fonte: arquivo pessoal.

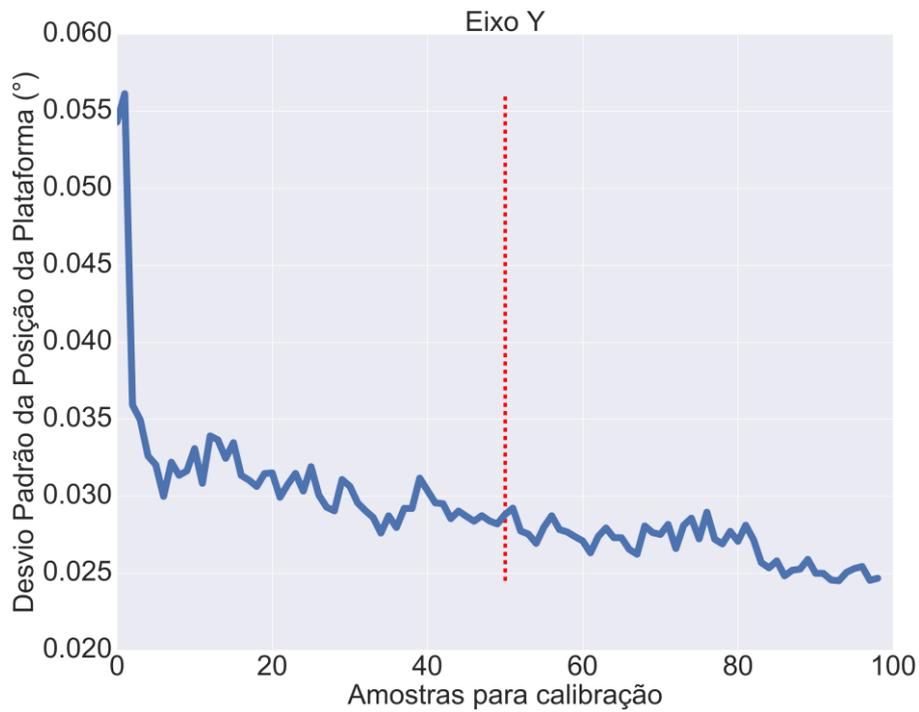


Gráfico 4. Desvio padrão em relação ao número de amostras para média no cálculo do offset para o eixo Y.
 Fonte: arquivo pessoal.

3.4.4 COMANDOS

Tabela 2. Lista de comandos do sistema microcontrolado.

COMANDOS	AÇÃO
s	Iniciar registro
a	Pausar registro
c	Calibrar Acelerômetro da Cadeira
p	Calibrar Acelerômetro do Paciente
g	Enviar posição dos acelerômetros

Fonte: arquivo pessoal.

O microcontrolador recebe comandos, no formato de caracteres, através da interface gráfica por meio de comunicação serial para realizar determinadas ações (Tabela 2). O caractere “s” sinaliza o início (ou continuação) de um registro caso haja alguma instrução de movimento disponível; o caractere “a” sinaliza a pausa do registro, ou seja, o sistema para na posição que estiver, caso seja enviado “s” novamente, o registro continuará de onde parou; o caractere “c” sinaliza a atualização da calibração do acelerômetro da cadeira; o caractere “p” sinaliza a atualização da calibração do acelerômetro do paciente; e o caractere “g” é enviado constantemente para atualizar as posições dos acelerômetros e enviar os dados para interface gráfica. Portanto, antes de enviar o comando para iniciar o registro (“s”), deve-se enviar instruções de movimentos. Para isso foi desenvolvido um padrão de comandos de movimentos para facilitar a interpretação das instruções. O fluxograma dos comandos pode ser visualizado no APENDICE A.

3.4.5 PADRÃO DE COMANDOS DE MOVIMENTOS

Comandos são enviados como instruções de movimentos ao microcontrolador seguindo um determinado padrão contendo as informações dos eixos, graus de movimento e velocidades. Cada comando é composto por três parâmetros separados por dois pontos (“:”). Em casos de mais de um comando de movimento, é colocado um ponto e vírgula (“;”) para separá-los (Figura 17). O eixo pode ser “0”, para controlar o eixo X, ou “1” para controlar o eixo Y; os ângulos podem variar entre -20° a 20° ; e a velocidade que

varia de 0 a 100%, sendo valores proporcionais a velocidade do motor (Figura 18). Caso o valor do eixo seja igual a “2”, é selecionada a função *delay* e se considera o valor do ângulo como o tempo, em segundos, em que o sistema permanecerá parado.

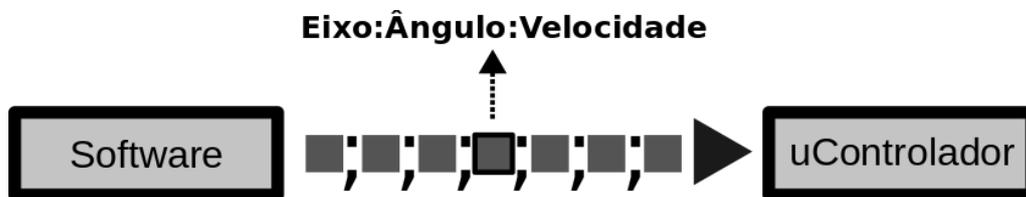


Figura 17. Esquema do envio dos comandos entre o software e hardware.

Fonte: arquivo pessoal.

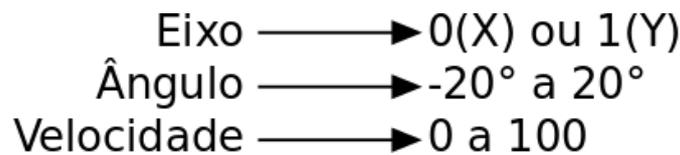


Figura 18. Parâmetros dos comandos.

Fonte: arquivo pessoal.

O microcontrolador recebe os comandos no formato de uma sequência de caracteres (*String*) que é armazenada na variável “_buffer” e durante o processamento dos comandos o algoritmo vai procurar pelos símbolos “;” e “:” para separar os comandos e armazenar seus parâmetros de movimentos em seus respectivos vetores. São três vetores de inteiros, “axis”, “ang” e “spd”, cada um podendo conter até 50 valores. A função “string2int” converte parte da sequência de caracteres para um valor numérico (Figura 19). O fluxograma do algoritmo de processamento dos comandos de movimentos pode ser visualizado no APENDICE B. Como exemplo de seu funcionamento utilizando as instruções “0:10:100;0:0:50”, entende-se: na primeira instrução a plataforma deslocará o eixo X em 10° com a velocidade máxima, em seguida retornará ao ponto central com 50% da velocidade máxima.

```
char conv[30];
String _buffer;
int axis[50], ang[50], spd[50];

uint32_t string2int(String s) {
    s.toCharArray(conv, 30);
    return atoi(conv);
}
```

Figura 19. Vetores de armazenamento das instruções e função de conversão de *string* para inteiro.

Fonte: arquivo pessoal.

3.4.6 REGISTRO – EXECUTANDO OS COMANDOS DE MOVIMENTO

Ao enviar o comando “s”, caso haja instruções de movimento, o registro se inicia e o número de instruções é armazenado na variável “N”. O sistema verifica qual eixo deve ser movimentado ou se haverá um *delay*. Em seguida, é definida a velocidade de rotação do motor de passo do seu respectivo eixo usando a função “setSpeed”. O motor é acionado usando a função “step” recebendo como parâmetro o número de passos, se o ângulo for positivo, será rotacionado no sentido horário, se o valor do ângulo for negativo, o motor é rotacionado no sentido anti-horário. Como o motor utilizado neste trabalho possui 48 passos por revolução, foi definido como 4 o número de passos, pelo código para Arduino, para melhorar o desempenho do algoritmo embarcado. O fluxograma desse processo pode ser visualizado no APENDICE C.

3.4.7 VERIFICAR POSIÇÃO – CONCLUINDO AS ROTINAS DE MOVIMENTO

Enquanto a plataforma se movimenta para a posição programada, uma função compara a posição atual com a posição programada calculando o erro entre elas. O erro nada mais é do que a subtração entre a posição desejada (ou de referência) da posição mensurada pelo sensor. Caso o erro esteja próximo de 0, significa que a posição atual está próxima da posição programada. A variável “_N” contabiliza o progresso da rotina iniciando em zero e terminando até o número de instruções estabelecidas. Com isso, a variável “_N” é incrementada alterando os índices dos vetores, passando para a próxima instrução. Se “_N” for igual a “N”, ocorre fim do registro. O fluxograma dessa função pode ser visualizado no APENDICE D.

3.5 TESTE DE MOVIMENTO

Após a calibração dos acelerômetros foram realizados testes de movimentos nos eixos X e Y partindo do ponto de 0° até 10° e retornando ao ponto de origem. No total, foram 16 testes seguindo esse mesmo protocolo com o filtro de média móvel e 16 testes sem o filtro de média móvel. Com os dados colhidos foram gerados gráficos para melhor visualizar a diferença entre essas duas categorias. Para destacar algumas diferenças nos sinais foram marcados nos gráficos os pontos do último valor registrado e do ponto anterior a fim de destacar possíveis erros de posicionamento. Portanto, esses testes têm como finalidade validar a precisão e estimar a velocidade usando o modelo de ensaio.

3.6 BANCO DE DADOS

O banco de dados foi modelado usando o MySQL Workbench 6.2. As tabelas estão relacionadas a uma entidade do sistema e existem relações entre elas (Figura 20). São quatro tabelas onde cada uma armazena dados pertinentes para a sua entidade, são elas: Ações (“Actions”), Rotinas (“Routines”), Registros (“Records”) e Pacientes (“Patients”). A partir do modelo de entidade e relacionamento do MySQL Workbench, é exportado o script em SQL onde foi utilizado para gerar o banco de dados SQLite. O arquivo SQLite fica na pasta raiz do projeto do Unity, sendo acessado pela classe responsável pelo controle do banco de dados. Admite-se as seguintes relações entre as entidades da Figura 20: uma rotina pode conter várias ações, vários registros podem utilizar uma mesma rotina e um paciente pode possuir vários registros.

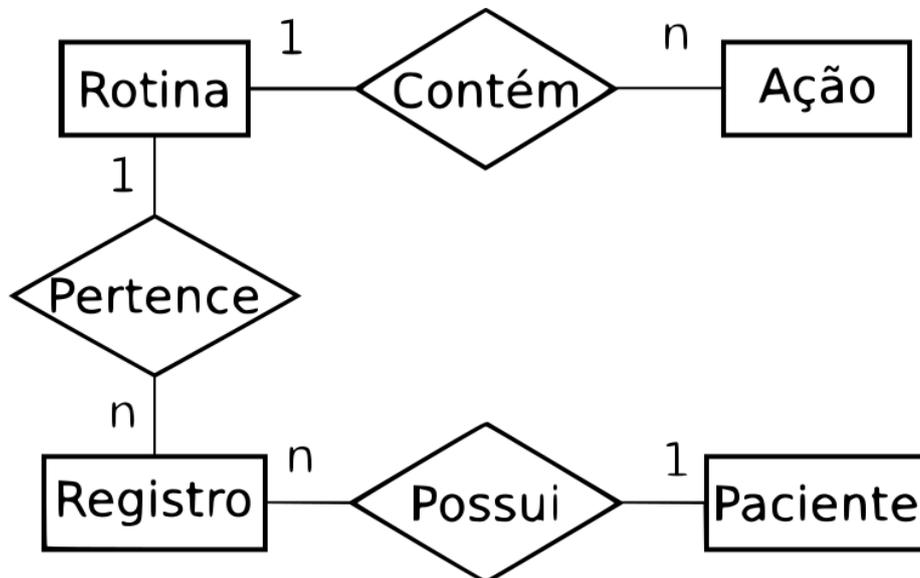


Figura 20. Diagrama de entidade e relacionamento.

Fonte: arquivo pessoal.

3.7 INTERFACE GRÁFICA DO USUÁRIO

A interface gráfica para controle do sistema foi construída usando o Unity utilizando a linguagem de programação C#. Dentro do IDE do Unity, as telas da interface gráfica são chamadas de cenas e cada uma possui um canvas onde todos os componentes da interface são posicionados para melhor interação com o usuário. A partir da cena do menu principal o usuário pode ser redirecionado para outras cenas, são elas: “Sobre”, com informações do projeto; “configurações”; “Cadastrar Paciente”; “Selecionar Paciente”; “Gerador de Rotinas”, para gerar as rotinas e instruções de movimento; e uma cena para executar os movimentos e registrar os dados.

Cada cena possui seu próprio script atrelado a câmera principal. Nesses scripts estão as programações dos eventos que podem ocorrer dentro daquela cena. A câmera também é por onde o usuário visualiza o ambiente dentro do Unity. O canvas nada mais é do que um componente que é fixado dentro da visão da câmera. Além dos scripts dos cenários, tem um script para realizar a interface com a comunicação serial e outro para a comunicação com o banco de dados, sendo que ambos podem ser atrelados a câmera principal, se forem necessários.

3.8 DESENHOS DO MODELO ORIGINAL DO PROTÓTIPO

As Figuras 21 e 22 mostram os primeiros desenhos do sistema robotizado demonstrando, respectivamente, a inclinação da cadeira e a rotação do assento. Porém, no decorrer do período dessa pesquisa o desenho foi modificado conforme as Figuras 23 e 24. No desenho atual do sistema robotizado os servo motores foram trocados por atuadores lineares, dispostos ortogonalmente e na base do acento e nas extremidades dos atuadores lineares foram colocadas juntas universais para permitir o movimento do conjunto. O modelo foi construído baseado na mecânica desses desenhos.

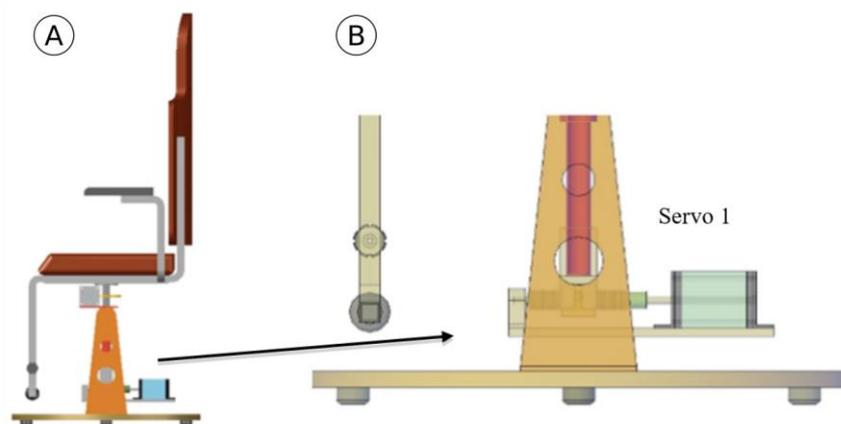


Figura 21. Desenho de atuação do Servo Motor 1 da primeira versão do sistema. A. Visão lateral da cadeira. B. Vista interna do eixo de rotação.

Fonte: arquivo pessoal.

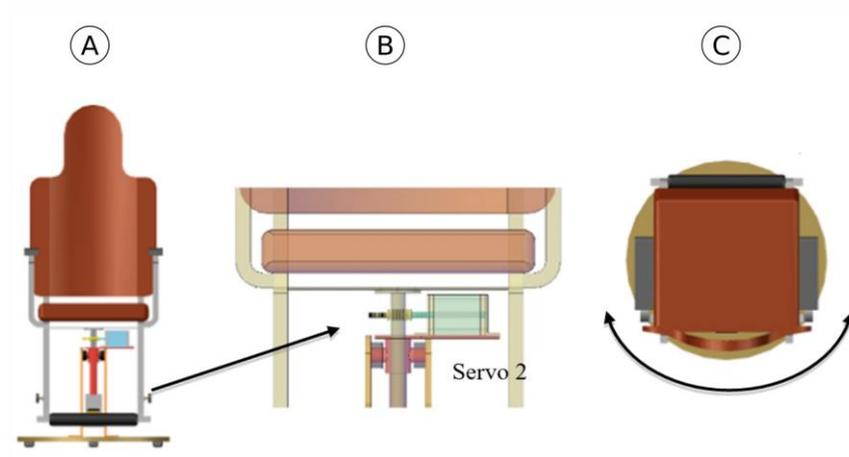


Figura 22. Desenho de atuação do Servo Motor 2 da primeira versão do sistema. A. Vista frontal da cadeira. B. Mecanismo de rotação do acento. C. Indicadores da rotação do acento.

Fonte: arquivo pessoal.



Figura 23. Juntas lineares do desenho do protótipo.

Fonte: arquivo pessoal.

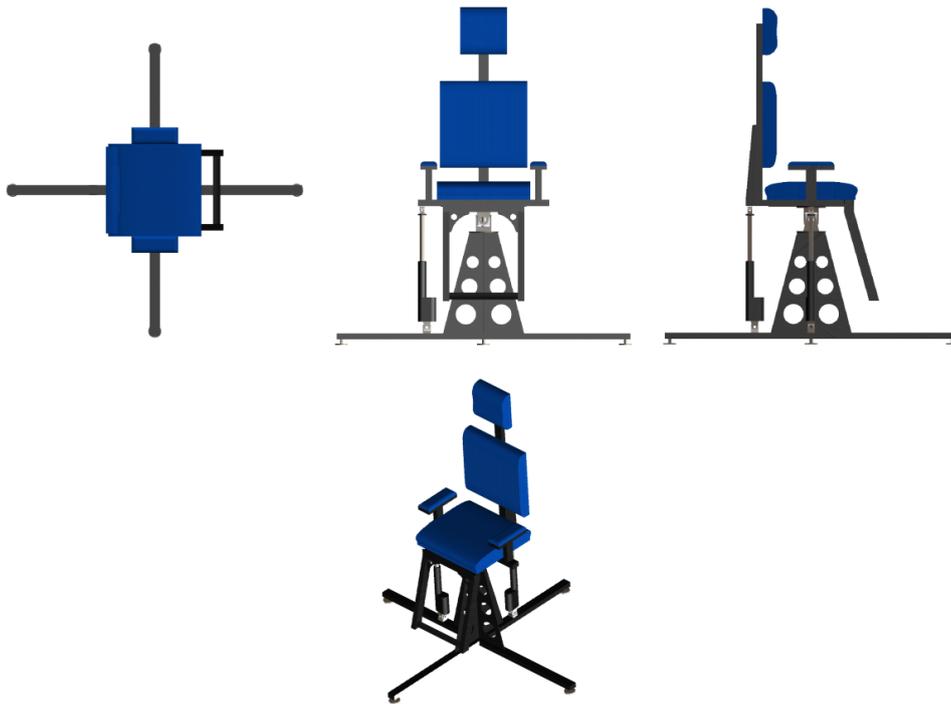


Figura 24. Modelo 3D do sistema robotizado em várias visões.

Fonte: arquivo pessoal.

3.9 MATERIAIS PARA O PROTÓTIPO

Para o protótipo final será utilizada a cadeira modelo DXRacer da série RW (Figura 25A) juntamente com os atuadores lineares (LA31, Linak Inc., USA) (Figura 25B).

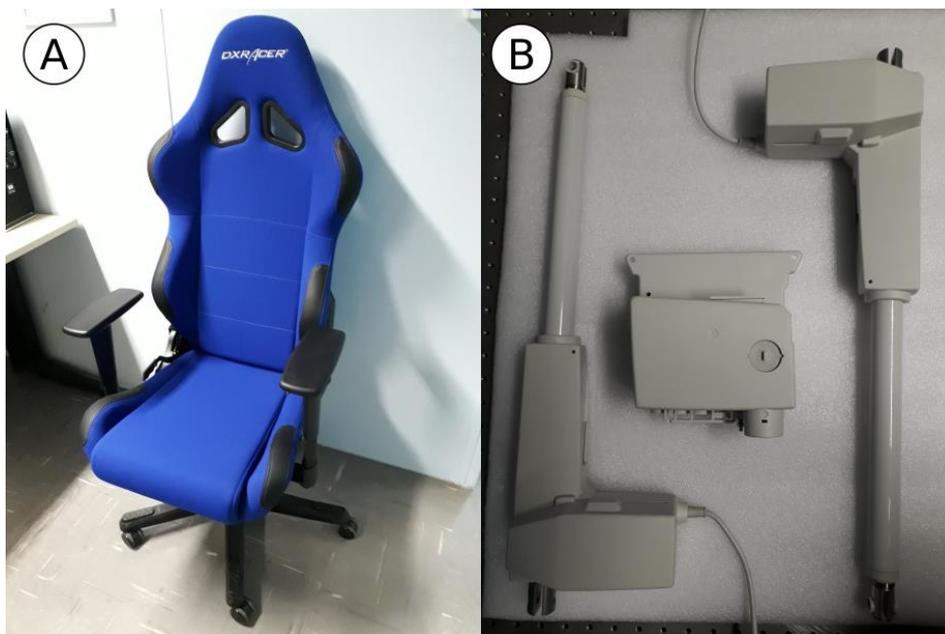


Figura 25. Materiais adquiridos para a construção do protótipo. (A) Cadeira ergonômica. (B) Atuadores lineares e fonte de alimentação.

Fonte: arquivo pessoal.

4 RESULTADOS

4.1 MINIATURA

Foi construída uma miniatura do protótipo para realizar os testes de movimentos variando do seu ponto central para sua angulação máxima, seguindo intervalos de cinco graus, nos sentidos látero-lateral (Figuras 26 e 27) e anteroposterior (Figuras 28 e 29) nos ângulos 0, 5, 10 e 20° e seus inversos. Existe uma imagem do ponto central atrás das outras imagens com uma taxa de transparência reduzida servindo como referência para comparar a distância do movimento, quanto maior a angulação é mais evidente a inclinação do simulador do paciente tendo como referência seu ponto central.

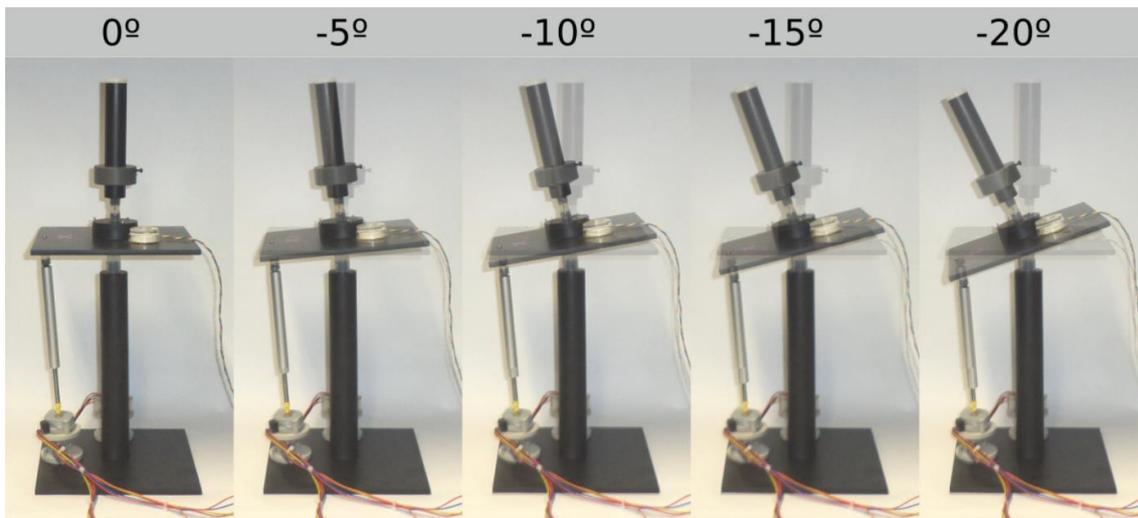


Figura 26. Visão frontal. Sequência de movimentos no sentido látero-lateral partindo de 0° a -20° de inclinação.

Fonte: arquivo pessoal.

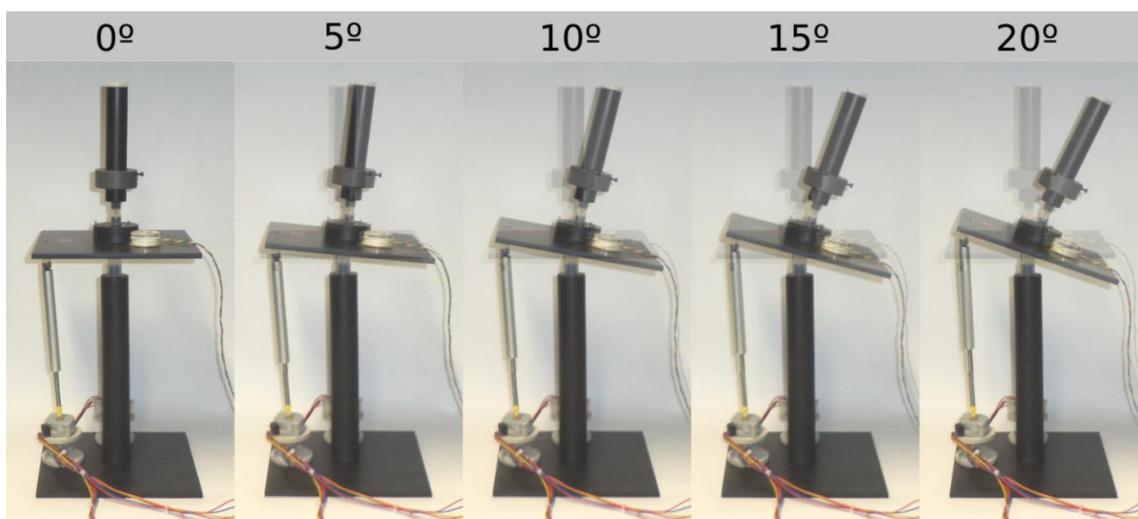


Figura 27. Visão frontal. Sequência de movimentos no sentido látero-lateral partindo de 0° a 20° de inclinação.

Fonte: arquivo pessoal.

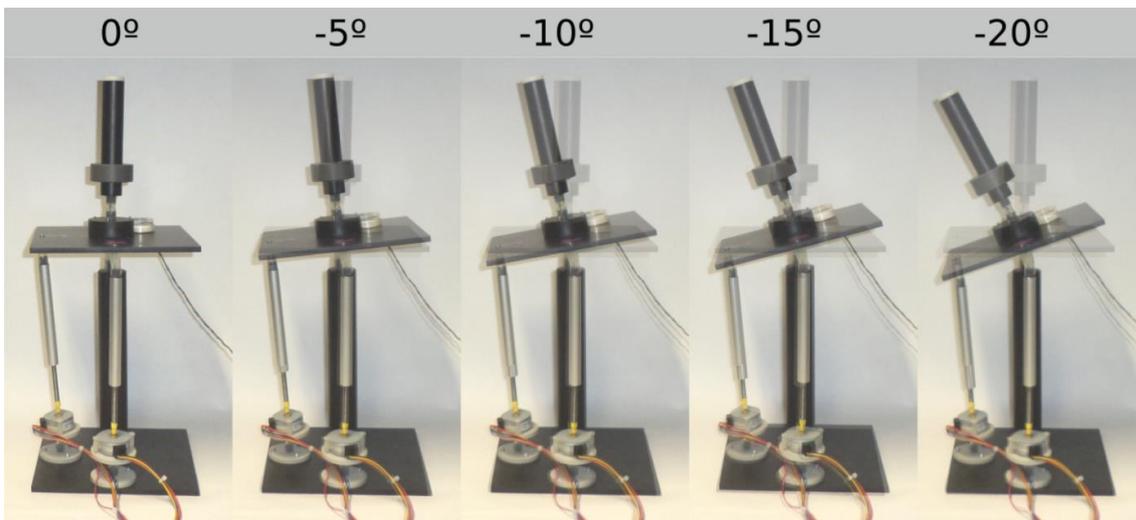


Figura 28. Visão direita. Sequência de movimentos no sentido anteroposterior partindo de 0° a -20° de inclinação.

Fonte: arquivo pessoal.

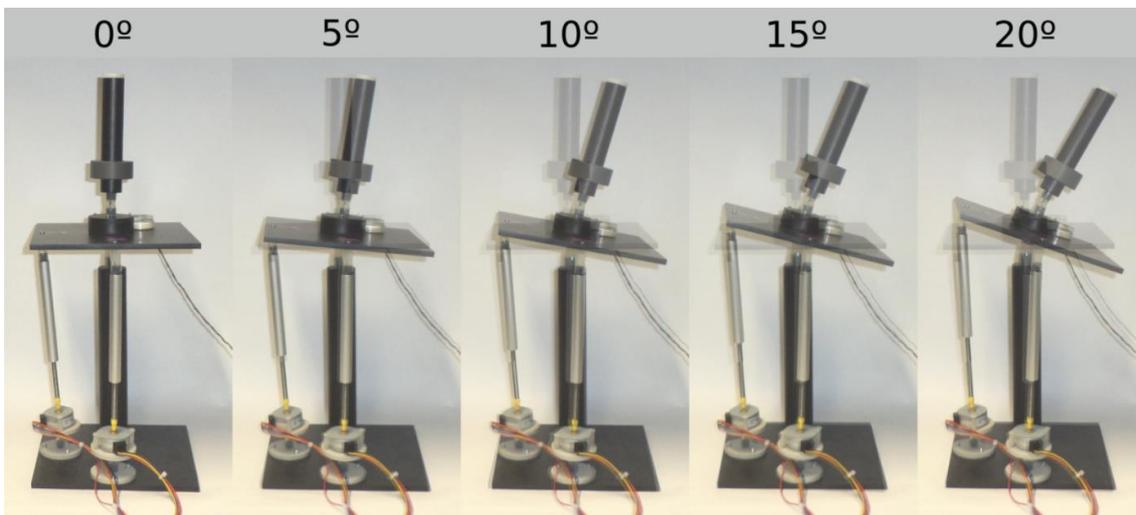


Figura 29. Visão direita. Sequência de movimentos no sentido anteroposterior partindo de 0° a 20° de inclinação.

Fonte: arquivo pessoal.

4.2 TESTE DOS PARÂMETROS DE CALIBRAÇÃO DOS ACELERÔMETROS

De acordo com os tamanhos de janelas definidos tanto para o filtro de média móvel quanto para o número de amostras para o cálculo do offset, foram realizados 10 testes de medição onde cada teste mensurou 100.000 amostras com a plataforma parada. Foi calculado desvio padrão dos testes e, em ambos os eixos, apresentaram valores satisfatórios visto que os valores se mantiveram abaixo de 0.1° (Gráficos 5 e 6).

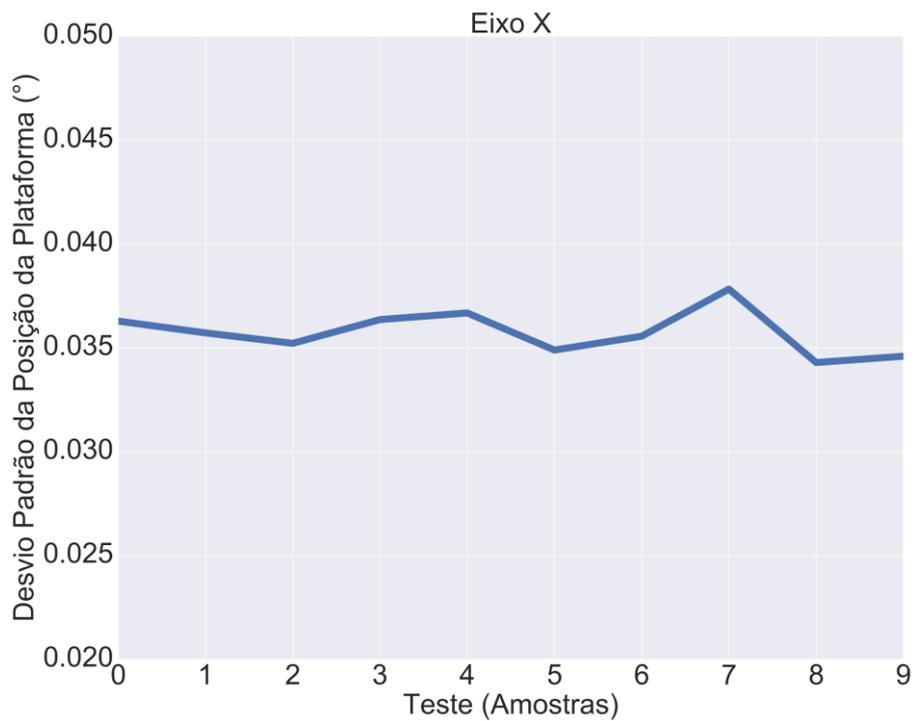


Gráfico 5. Desvio padrão das 10 coletas de dados usando o filtro de média móvel e subtração do offset no eixo X.

Fonte: arquivo pessoal.

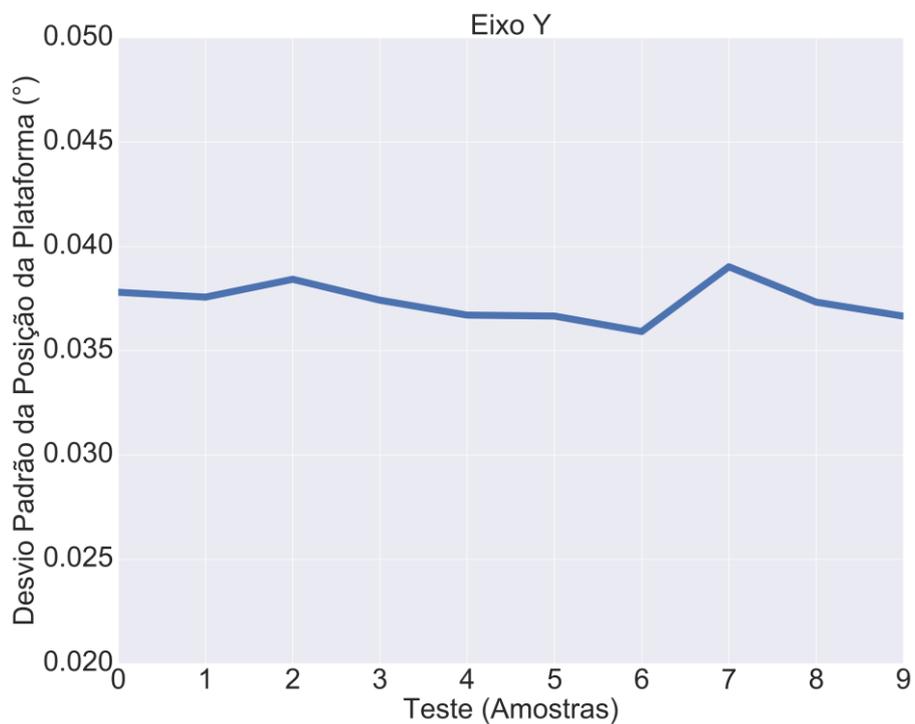


Gráfico 6. Desvio padrão das 10 coletas de dados usando o filtro de média móvel e subtração do offset no eixo Y.

Fonte: arquivo pessoal.

4.3 RESULTADOS DOS TESTES DE MOVIMENTO

De acordo com os testes de movimento realizados foram gerados os Gráficos 7, 8, 9 e 10 onde são mostrados os valores colhidos pelos acelerômetros seguindo o protocolo de movimento onde partiu do ponto 0° até a inclinação de 10° e retornando ao ponto de origem.

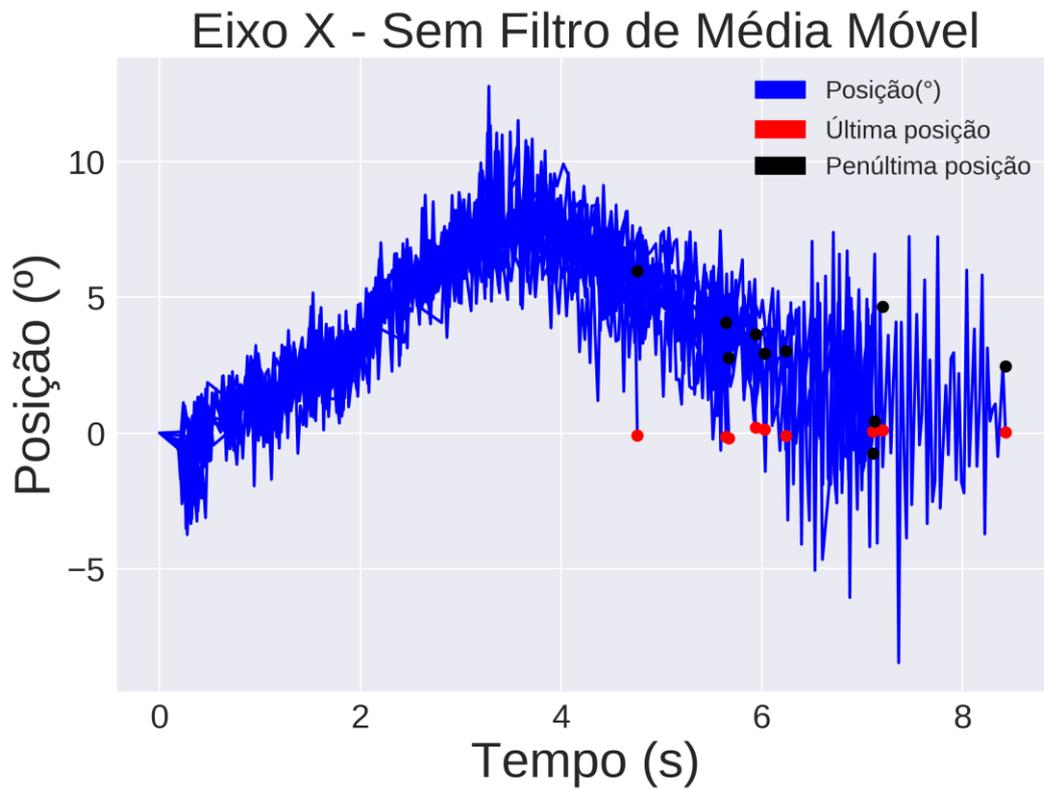


Gráfico 7. Variação de movimento no eixo X, sem filtro de média móvel, pelo tempo.

Fonte: arquivo pessoal.

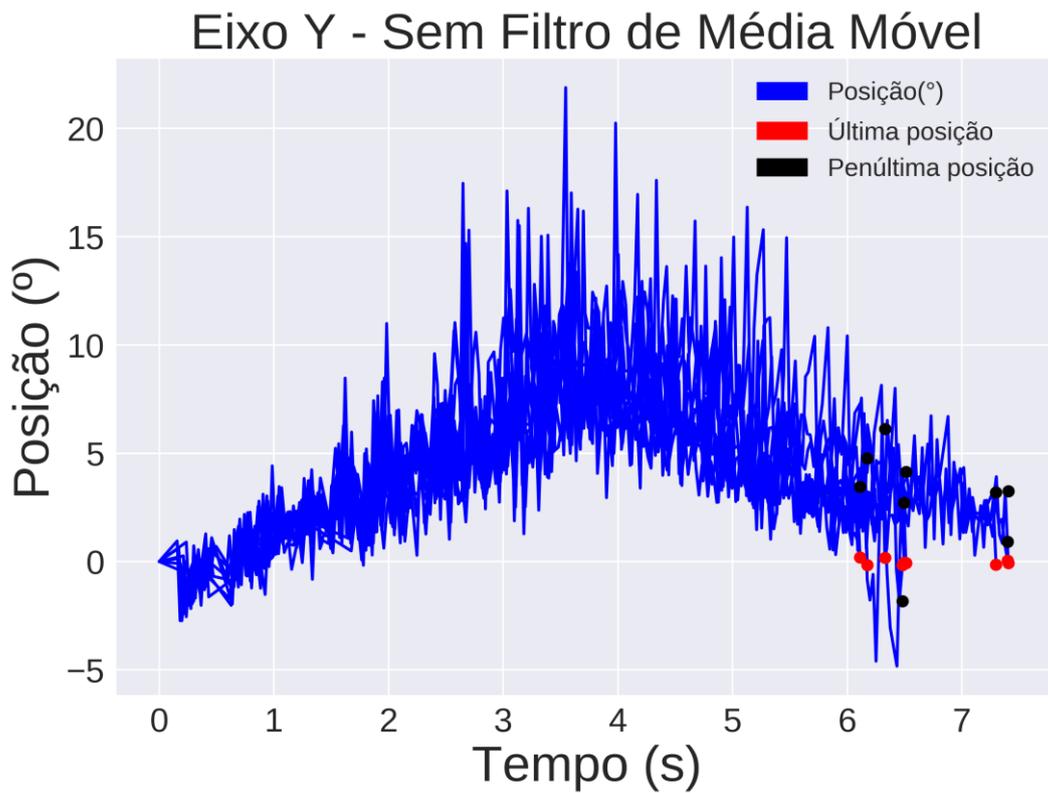


Gráfico 8. Variação de movimento no eixo Y, sem filtro de média móvel, pelo tempo.

Fonte: arquivo pessoal.

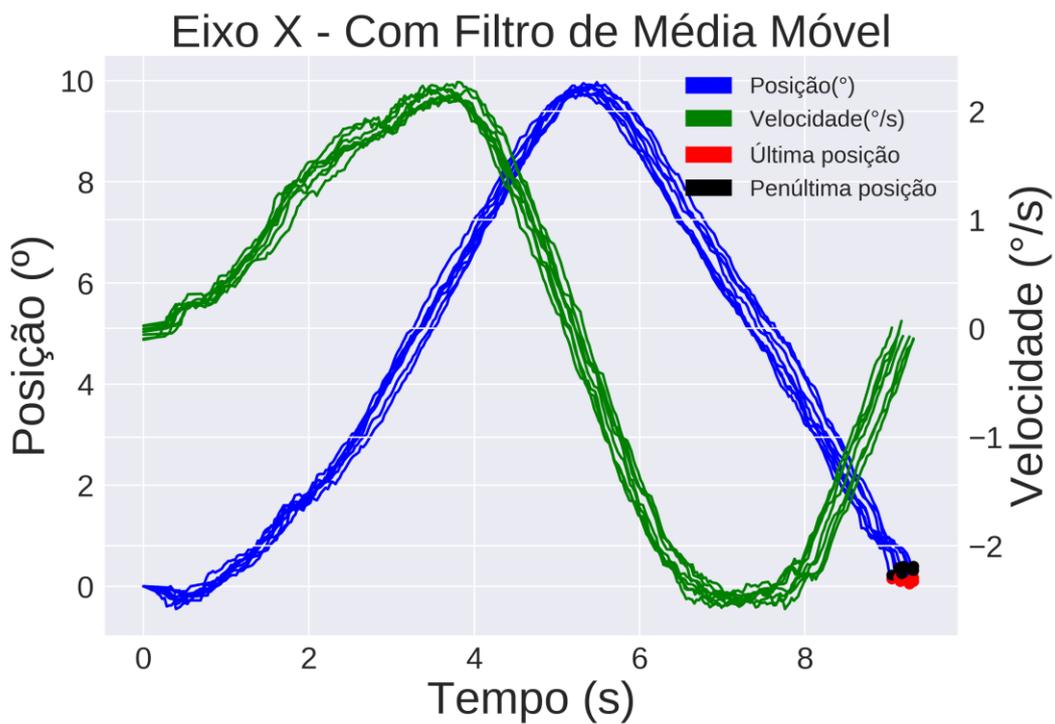


Gráfico 9. Variação de movimento no eixo X, com filtro de média móvel, pelo tempo.

Fonte: arquivo pessoal.

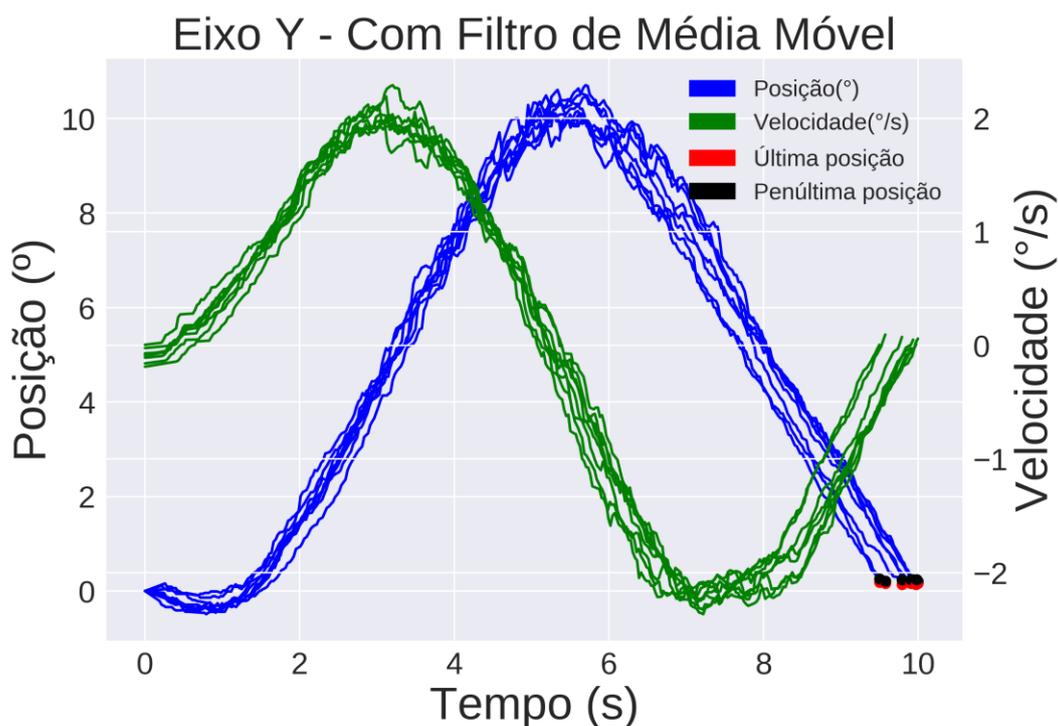


Gráfico 10. Variação de movimento no eixo Y, com filtro de média móvel, pelo tempo.

Fonte: arquivo pessoal.

4.4 RESULTADO DO BANCO DE DADOS

O modelo (Figura 30) do bando de dados relacional modelado para permitir salvar as configurações de rotinas de movimento, dados dos pacientes e seus resultados de exames. Os dados do paciente são armazenados na tabela “Patients” contendo informações como: nome (“name”), altura (“height”), peso (“weight”), o período em que ocorreu a lesão (“ltime”), o lado da lesão (“lside”), mini exame de estado mental (MMSE, mini mental state examination, “mmse”) e possíveis observações (“obs”), caso necessário.

Cada paciente poderá realizar vários testes podendo variar a rotina de movimentos. Na tabela dos registros dos testes (“Records”), são armazenados os ângulos de inclinação dos movimentos do paciente e da cadeira, para que no futuro se possa realizar comparações dos movimentos da cadeira (“accel_chair”) com a resposta do paciente (“accel_patient”); são armazenadas as séries temporais das amostras dos acelerômetros (“period”), do tempo acumulado de cada ação finalizada (“timechain_actions”) e o tempo total do registro. Cada teste registrado possui apenas uma rotina associada.

Essas rotinas (tabela “Routines”) são compostas por diversas ações (tabela “Actions”) que representam os comandos de movimento que o sistema robotizado deve executar. As ações são quem define qual eixo deve ser acionado (“axis”), o ângulo

(“angle”), a velocidade (“speed”) e o atraso (“delay”). Na tabela das rotinas é armazenado apenas o nome das rotinas para catalogar os testes.

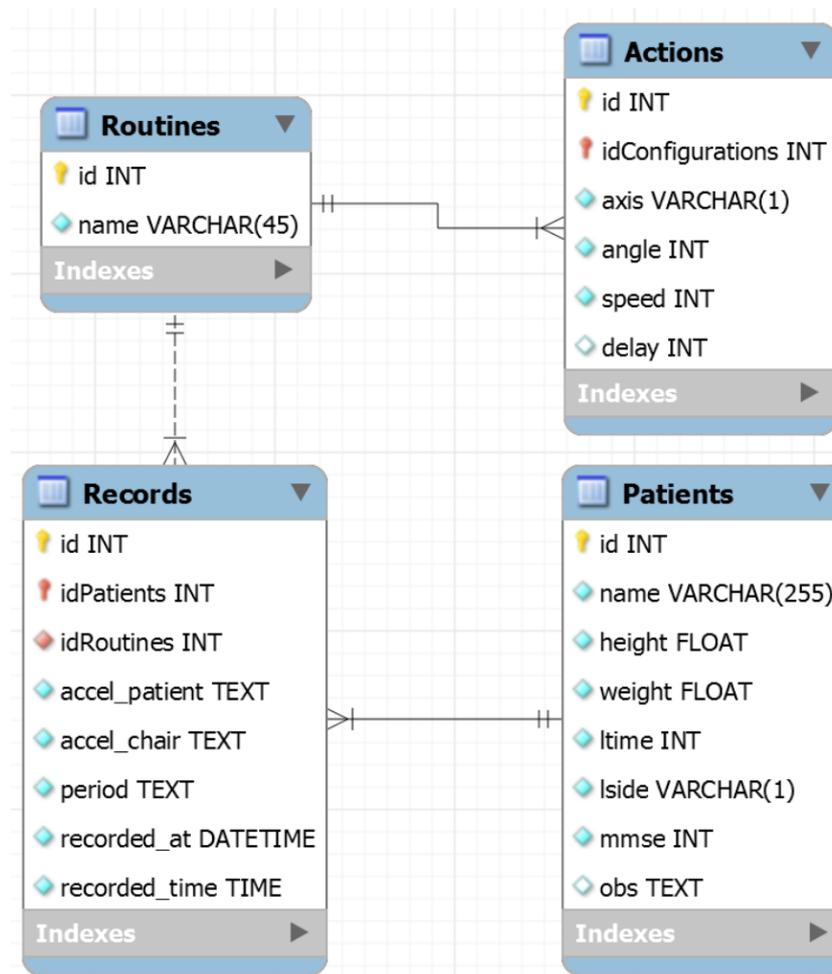


Figura 30. Diagrama de entidade e relacionamento do MySQL Workbench.

Fonte: arquivo pessoal.

4.5 INTERFACE GRÁFICA DO USUÁRIO

As cenas da interface gráfica foram divididas nos tópicos a seguir.

4.5.1 CENA: MENU PRINCIPAL

A partir da tela do menu principal (Figura 31), o usuário pode ser redirecionado para as seguintes cenas: cadastro de pacientes, carregar um paciente já cadastrado, gerar novas rotinas com comandos de movimentos e uma tela com um breve informativo sobre o programa.

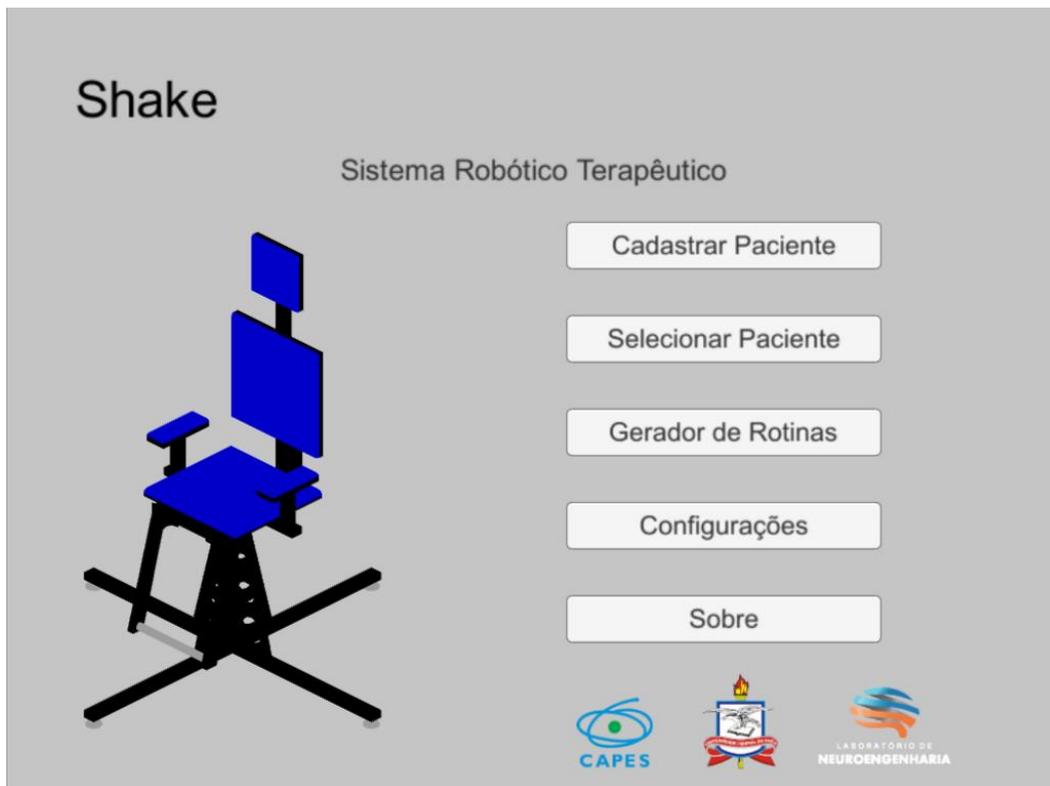
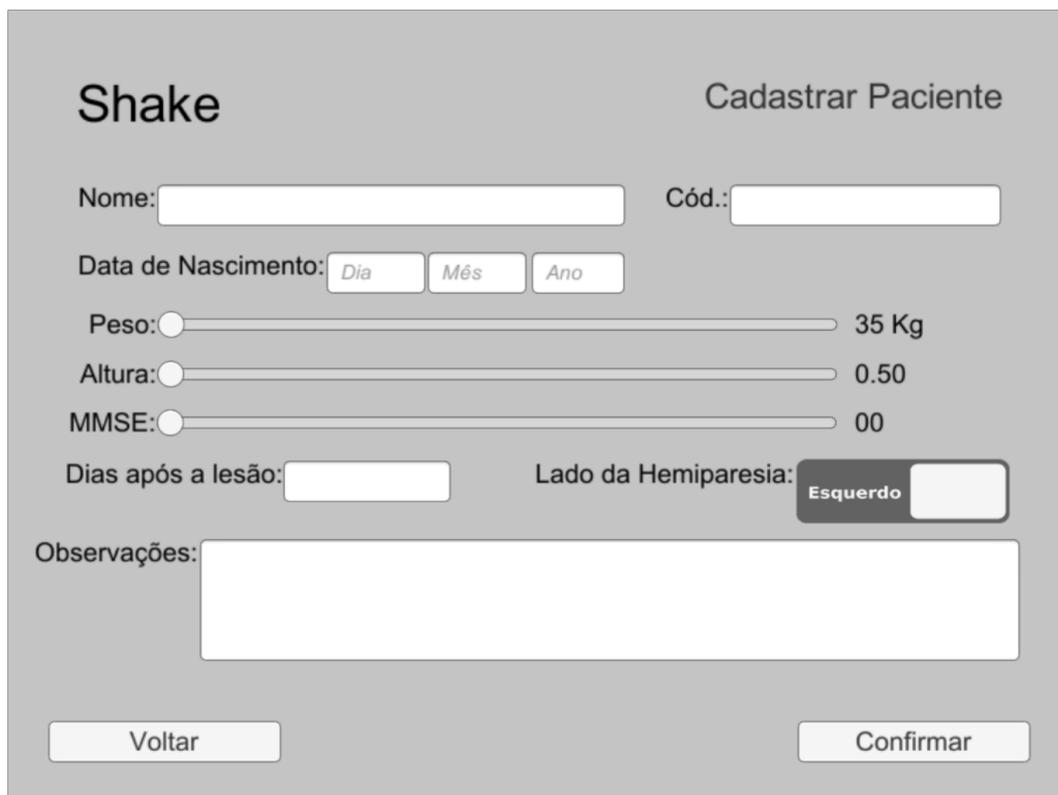


Figura 31. Tela principal da interface gráfica de controle.

Fonte: arquivo pessoal.

4.5.2 CENA: CADASTRAR PACIENTE

Na cena da Figura 32, são inseridas as informações do paciente, como: nome, o código do prontuário, a data de nascimento, peso, altura, resultado do MEEM (em inglês, mmse), o período desde que ocorreu a lesão, o lado da hemiparesia e possíveis observações. Todos os campos são obrigatórios, exceto o campo de observações. Ao confirmar, todos os dados são organizados e armazenados no banco de dados e em seguida o usuário é redirecionado para a cena de registro de testes.



Shake Cadastrar Paciente

Nome: Cód.:

Data de Nascimento:

Peso: 35 Kg

Altura: 0.50

MMSE: 00

Dias após a lesão: Lado da Hemiparesia: Esquerdo

Observações:

Figura 32. Tela de cadastro da interface gráfica de controle.

Fonte: arquivo pessoal.

4.5.3 CENA: SELECIONAR PACIENTE

A Figura 33 mostra a cena de selecionar pacientes onde todos os pacientes cadastrados são listados junto de seus registros. Como última opção é possível realizar um novo registro (botão “Novo registro”) para o paciente listado logo acima. Ao selecionar um registro qualquer, o usuário é redirecionado para uma tela de exibição contendo algumas informações sobre o aquele registro.

4.5.4 CENA: GERADOR DE ROTINAS

A Figura 34 mostra a cena onde são criadas as rotinas e atribuídas ações a elas além de outras funcionalidades. Nos próximos parágrafos desse tópico serão descritas as funcionalidades dos componentes dessa cena.

No painel esquerdo, é possível mudar a visão da câmera em relação ao modelo 3D no centro da cena. Por padrão, a câmera permanece na visão isométrica e pode ser modificada para a visão frontal e lateral. O botão centralizar envia comandos para a sistema retornar à posição central. Os botões calibrar paciente e calibrar cadeira atualiza

suas calibrações. A calibração da cadeira ocorrerá apenas caso a sua posição central mensurada pelos acelerômetros não esteja equivalente a posição mensurada com um nível digital. Já a calibração do paciente, deve ocorrer no início de cada registro para que se tenha uma referência da sua posição central que deve variar de pessoa para pessoa.



Figura 33. Tela de carregamento de pacientes da interface gráfica de controle.

Fonte: arquivo pessoal.

No painel central, é exibido em tempo real as posições dos acelerômetros através dos componentes do tipo *sliders*. O painel é graficamente dividido na diagonal sendo o que está acima da diagonal principal é referente à posição do paciente e abaixo da diagonal principal é referente a cadeira. O modelo 3D no centro espelha os movimentos do protótipo.

No painel direito, é possível criar as rotinas onde após inserir o nome da rotina no campo de inserção e pressionar o botão “Adicionar Rotina”, logo abaixo, para confirmar a criação da rotina e adiciona-la a lista. Ao clicar em uma rotina ela é marcada em verde e assim é possível adicionar comandos de movimentos a essa configuração.

No painel inferior, são definidos os parâmetros dos comandos de movimentos, como: o eixo, que pode ser X ou Y; o ângulo, que varia entre -20° e 20° no *slider*; a

velocidade, que varia de 0 a 100 no *slider*; o tempo de parada, case seja selecionada a caixa com a pergunta “Delay?” faz com que o *slider* da velocidade contabilize o tempo, em segundos, de parada. Após definir todos os parâmetros o botão “Adicionar Ação” adiciona o comando na rotina selecionada e adiciona a instrução na lista horizontal. No canto esquerdo há um gabarito para ajudar na compreensão dos comandos de movimento.

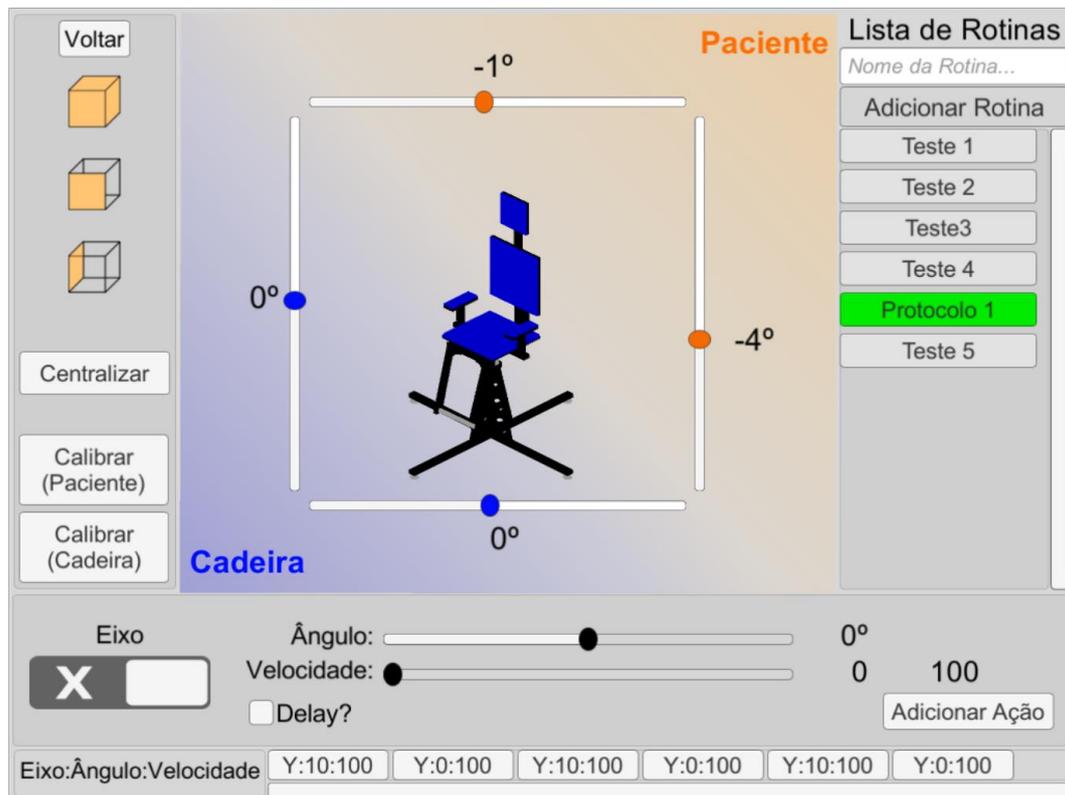


Figura 34. Tela de construção das rotinas.

Fonte: arquivo pessoal.

4.5.5 CENA: REGISTROS

A Figura 35, 36 e 37 mostram a cena onde são realizados os registros dos movimentos usando uma determinada rotina. Nos próximos parágrafos desse tópico serão descritas as funcionalidades dos componentes dessa cena.

O painel esquerdo dessa cena possui as mesmas funcionalidades que a cena anterior, assim como o painel central. O painel direito não adiciona rotinas, apenas seleciona a rotina que será utilizada no registro. Após selecionar a rotina, todos os comandos são listados na barra inferior.

Ainda no painel inferior, existe algumas informações básicas do paciente e dois botões, um para iniciar ou continuar o registro e outro para parar o registro. Ao clicar para

iniciar o registro os comandos são ajustados ao padrão do comando de movimento e a sequência de caracteres é enviada ao microcontrolador e logo em seguida é enviado o comando “s” para iniciar o registro. Caso haja necessidade de parar momentaneamente o registro basta apertar o botão “Pausar Registro” (Figura 36) onde é enviado o comando “a” para parada do sistema. Nesse mesmo contexto, se apenas o comando “s” for enviado e o registro ainda não tiver concluído todas as instruções ele continua de onde parou. Enquanto o registro ocorre, ao concluir uma instrução de movimento a sua cor muda para verde indicando o progresso do registro (Figura 36). O botão “PARAR!” para o registro enviando o comando “a” e envia instruções para retornar a cadeira para a sua posição central e também cancela demais instruções. Ao final da coleta, é o usuário tem a opção de salvar ou não o registro daquele paciente (Figura 37).

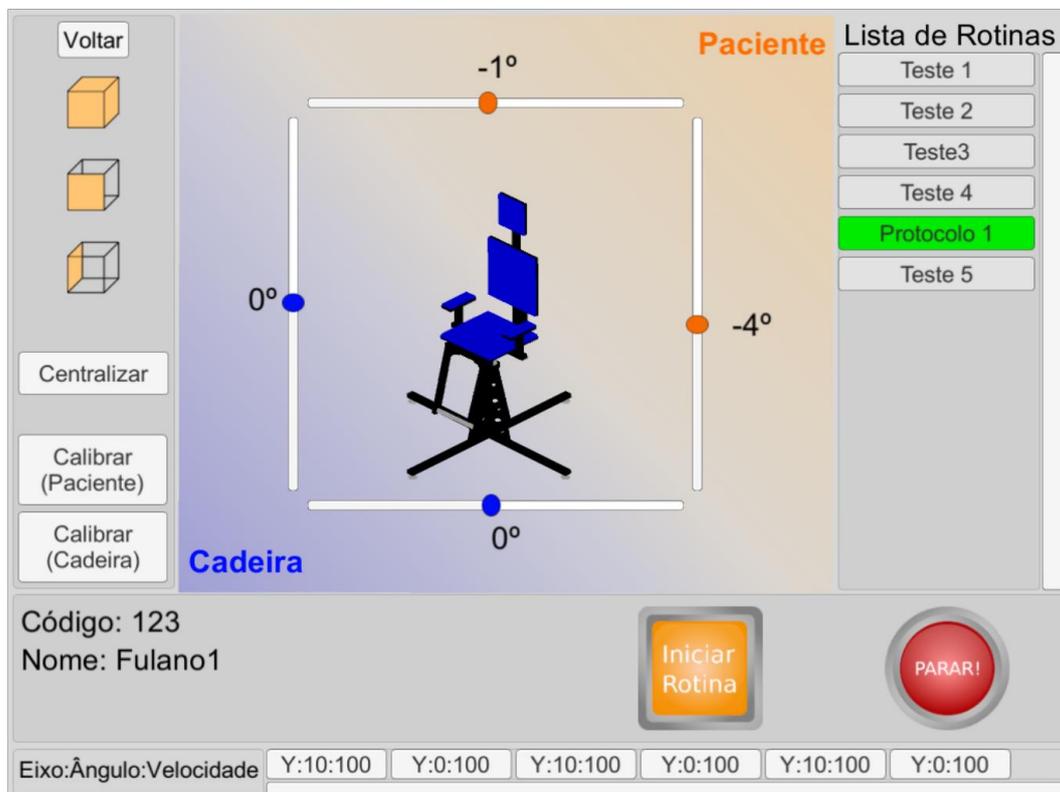


Figura 35. Tela de registro.

Fonte: arquivo pessoal.

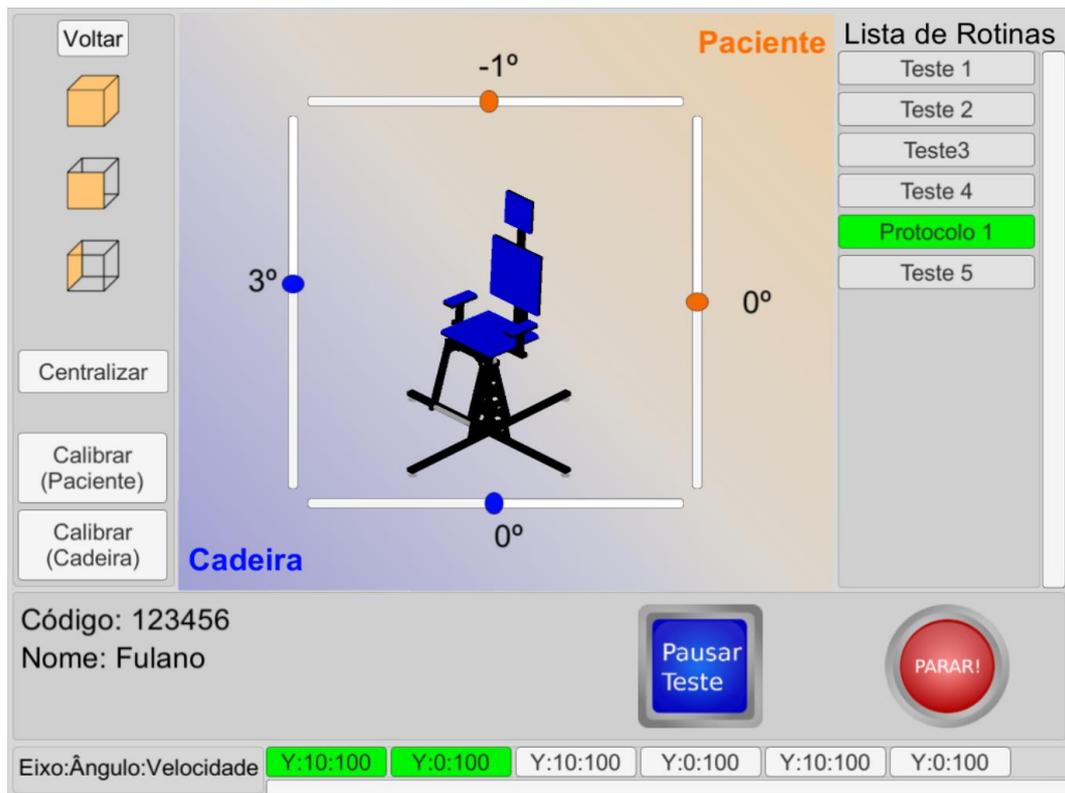


Figura 36. Tela de registro durante coleta de dados.

Fonte: arquivo pessoal.



Figura 37. Tela de registro no fim da coleta de dados.

Fonte: arquivo pessoal.

4.5.6 CENA: DESCRIÇÃO DO REGISTRO

Na cena de seleção de paciente (Figura 33), caso seja selecionado um registro o usuário é redirecionado para a cena de descrição daquele registro (Figura 38). Nessa cena são exibidas as informações básicas do paciente e algumas informações sobre o registro, como o tempo total e a data do registro.

Shake Registro: 18

Nome: Fulano Prontuário: 123456

Data de Nascimento: 10-10-1980 Peso: 65.17156 Kg Altura: 1.8 m

Tempo depois da Hemiparesia: 5 dias MMSE: 21

Lado da Hemiparesia: Direito

Registrado em: 04/05/2017 as 13:42:54 horas

Tempo de registro: 7.970567

Observações:

Figura 38. Tela de descrição do registro.

Fonte: arquivo pessoal.

4.5.7 CENA: SOBRE

A cena “Sobre” contém um breve descritivo sobre o programa desenvolvido e sobre o laboratório (Figura 39).

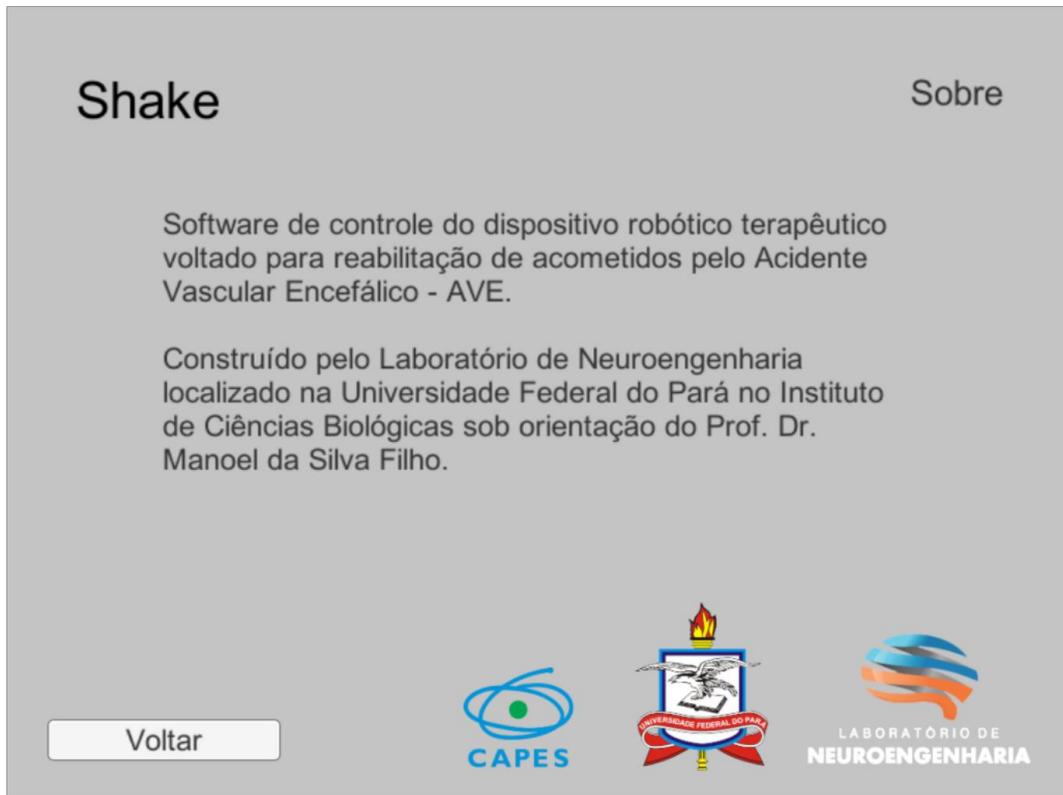


Figura 39. Tela sobre o software.

Fonte: arquivo pessoal.

5 DISCUSSÃO

Inicialmente, o protótipo foi desenhado para ser acionado por dois servo motores onde se varia a posição do eixo da base inclinando o assento no sentido anterior e posterior (Figura 21) e o segundo motor rotaciona o assento no sentido horário e anti-horário (Figura 22). Esses dois movimentos, combinados, permitem inclinar, até um certo limite, para todos os ângulos ao seu redor. Porém, o desenho foi modificado visando um melhor desempenho e independência dos movimentos. No segundo desenho foram utilizados atuadores lineares para controlar uma cadeira com o acento instável (Figura 24). Para proporcionar a instabilidade foram adicionadas juntas lineares abaixo da base e nas extremidades dos atuadores lineares (Figura 23). Essa mudança, possibilita mais opções de movimentos da cadeira devido ambos atuadores poderem atuar independentemente. Foi construída uma miniatura do protótipo (Figura 3) simulando aspectos eletromecânicos similares ao protótipo original para o desenvolvimento da interface gráfica do usuário.

De acordo com os Gráficos 1, 2, 3 e 4 a curva do desvio padrão dos tamanhos de janela do filtro de média móvel e do cálculo de offset e com o resultado das medições dos Gráficos 5 e 6 podemos observar que não houve variação significativa dos dados colhidos com a plataforma do modelo de ensaio parada. Já nos testes com a plataforma em movimento, foram testadas duas categorias de sinal: com filtro de média móvel e sem filtro de média móvel. Quando não se usa o filtro, nota-se uma grande distorção no sinal que acaba gerando leituras errôneas da angulação verdadeira devido fatores que geram interferências, como a temperatura e vibração dos atuadores.

Conforme os Gráficos 7 e 8 temos o resultado colhido sem o filtro de média móvel, apenas com a correção de offset. Devido interferências externas o sinal colhido fica bastante ruidoso. No entanto, em ambos os eixos se observa uma variação da inclinação da plataforma do modelo de ensaio, mas sem muita clareza. Porém, o sistema acusou uma execução bem-sucedida do teste indicando que a plataforma realizou o percurso completo. Os pontos pretos e vermelhos representam, respectivamente, os penúltimos e últimos valores mensurados, contradizendo a execução completa do teste. Devido ao alto ruído no sinal foi gerada uma leitura errônea no posicionamento do sistema, concluindo assim pelo distanciamento dos pontos pretos e vermelhos.

Segundo os Gráficos 9 e 10 onde foi aplicado o filtro de média móvel e a correção de offset para descrever os dados do movimento, nesse caso o filtro de média móvel descreveu bem a tendência do sinal ajudando a suavizar o sinal e reduzir as flutuações.

Os gráficos mostram também o comportamento da velocidade que pode ser dividida em velocidade de subida e descida, onde a velocidade de subida segue pelo plano positivo e na descida há uma inversão do sentido do movimento que pode ser descrito pelo plano negativo. Diferentemente dos Gráficos 7 e 8, sem o filtro de média móvel, foi possível observar uma aproximação entre os pontos vermelhos e pretos sugerindo estabilidade do movimento reforçando a posição correta da plataforma.

A interface gráfica desenvolvida usando a *engine* Unity3D oferece rápida prototipação, facilidade no desenvolvimento e também permite incluir diversos recursos gráficos no seu ambiente. Pensando nisso, outros autores como LANGE et al. (2011) e KHALIFA et al. (2015), também utilizaram essa ferramenta voltada para aplicações na área da saúde, aproveitando os recursos de interatividade visual disponíveis. KHALIFA et al. (2015) analisou uma série de dados clínicos e genéticos utilizando modelos 3D a partir de uma visualização interativa dos dados em um ambiente tridimensional. Já LANGE et al. (2011) também fez uso dessa interatividade integrando o sensor Kinect para detectar os movimentos do indivíduo e reproduzir esses movimentos em um humanoide no programa a fim de gerar um feedback visual durante as tarefas realizadas. As telas foram projetadas para que fosse possível desenvolver as atividades do projeto de forma mais genérica deixando a cargo do profissional de saúde a configuração das rotinas de movimento. Portanto, é importante essa interatividade ao usuário que permite acompanhar as respostas do sistema e comandar o mesmo em tempo real. Por ser um programa de público restrito, cujo os principais usuários são os fisioterapeutas, não é possível obter várias opiniões até para manter os objetivos do projeto dentro do círculo dos desenvolvedores. Porém, baseado nos requisitos coletados por um fisioterapeuta foi possível providenciar melhorias durante o desenvolvimento.

Baseado na classificação de dispositivos robóticos proposta por CHANG E KIM (2013), existem dois tipos de dispositivos de reabilitação robótica: robôs assistivos e terapêuticos. Os robôs assistivos compensam alguma deficiência do indivíduo já os robôs terapêuticos eles realizam tarefas específicas a fim de ajudar na reabilitação de um indivíduo. Dentro dos dispositivos robóticos terapêuticos existem duas subclassificações os de apoio e os de exoesqueleto. Já PRANGE et al. (2006) define três classificações de sistemas de dispositivos robóticos terapêuticos: sistemas passivos, sistemas ativos e interativos. Contudo, dentre as classificações o protótipo pode ser classificado como um dispositivo robótico terapêutico de sistema iterativo devido a plataforma induzir o movimento do paciente forçando-o a restabelecendo seu equilíbrio.

6 CONCLUSÃO

Através do modelo do sistema robotizado foi possível, desenvolver um processo de controle que permitiu posicionar e controlar a velocidade da plataforma que simula o acento da cadeira com precisão nos ângulos predeterminados no projeto. O filtro de média móvel empregado para redução do ruído proveniente dos acelerômetros apresentaram excelente desempenho, otimizando notavelmente o processamento de informação pelo microcontrolador que gerenciou o sistema como um todo.

7 REFERÊNCIAS

ABDULLAH, H. A. et al. Results of Clinicians Using a Therapeutic Robotic System in an Inpatient Stroke Rehabilitation Unit. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 8, n. 1, p. 50, 2011.

ARDUINO. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/>>. Acesso em: 4 fev. 2017.

BINDAWAS, S.; VENNU, V. Stroke rehabilitation. A call to action in Saudi Arabia. **Neurosciences**, v. 21, n. 4, p. 297–305, 6 out. 2016.

CHANG, W. H.; KIM, Y.-H. Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation. **Journal of Stroke**, v. 15, n. 3, p. 174–181, set. 2013.

DATASUS. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=02>>. Acesso em: 8 ago. 2017.

DRAGANSKI, B. et al. Neuroplasticity: Changes in grey matter induced by training. **Nature**, v. 427, n. 6972, p. 311–312, 22 jan. 2004.

EVANS, R. L. et al. Multidisciplinary rehabilitation versus medical care: a meta-analysis. **Social Science & Medicine (1982)**, v. 40, n. 12, p. 1699–1706, jun. 1995.

FASOLI, S. E.; KREBS, H. I.; HOGAN, N. Robotic Technology and Stroke Rehabilitation: Translating Research into Practice. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 11, n. 4, p. 11–19, 1 out. 2004.

FRITZING. Disponível em: <<http://fritzing.org/>>. Acesso em: 15 maio. 2017.

GREENLUND, K. J. et al. Low public recognition of major stroke symptoms. **American Journal of Preventive Medicine**, v. 25, n. 4, p. 315–319, nov. 2003.

KATO, Y. et al. Cardioembolic Stroke Is the Most Serious Problem in the Aging Society: Japan Standard Stroke Registry Study. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, v. 24, n. 4, p. 811–814, 1 abr. 2015.

KHALIFA, NADER H., et al. **A visualization system for analyzing biomedical and genomic data sets using Unity3D platform.** *Proc. 8th Australasian Workshop on Health Informatics and Knowledge Management.* 2015.

KHATIB, O. A unified approach for motion and force control of robot manipulators: The operational space formulation. **IEEE Journal on Robotics and Automation**, v. 3, n. 1, p. 43–53, fev. 1987.

KREBS, H.I.; VOLPE, B.T. Rehabilitation Robotic. **Handb Clin Neurol**, v. 110, p.283, 2013.

LANGE, B. et al. **Development and evaluation of low cost game-based balance rehabilitation tool using the microsoft kinect sensor.** 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...** In: 2011 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. ago. 2011

LAU, K. W. et al. **Creative learning in school with LEGO(R) programmable robotics products.** Frontiers in Education Conference, 1999. FIE '99. 29th Annual. **Anais...** In: FRONTIERS IN EDUCATION CONFERENCE, 1999. FIE '99. 29TH ANNUAL. Nov. 1999

LEGO® MINDSTORMS®. Disponível em: <<https://www.lego.com/en-us/mindstorms>>. Acesso em: 4 fev. 2017.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral - diretrizes_atencao_reabilitacao_acidente_vascular_cerebral.pdf.** , [s.d.]. Disponível em:<http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_reabilitacao_acidente_vascular_cerebral.pdf>. Acesso em: 26 dez. 2016

MOZAFFARIAN, D. et al. Heart Disease and Stroke Statistics—2016 Update. **Circulation**, p. CIR.0000000000000350, 1 jan. 2015.

MPU-6050. Disponível em: <<https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>>. Acesso em: 18 fev. 2017.

RESQUÍN, F. et al. Hybrid robotic systems for upper limb rehabilitation after stroke: A review. **Medical Engineering & Physics**, [s.d.].

RESNICK, M. et al. Scratch: programming for all. **Communications of the ACM**, v. 52, n. 11, p. 60, 1 nov. 2009.

ROWBERG, J. **i2cdevlib: I2C device library collection for AVR/Arduino or other C++-based MCUs**. [s.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://github.com/jrowberg/i2cdevlib>>. Acesso em 15 maio. 2017.

SCRATCH - IMAGINE, PROGRAM, SHARE. Disponível em: <<https://scratch.mit.edu/>>. Acesso em: 4 fev. 2017.

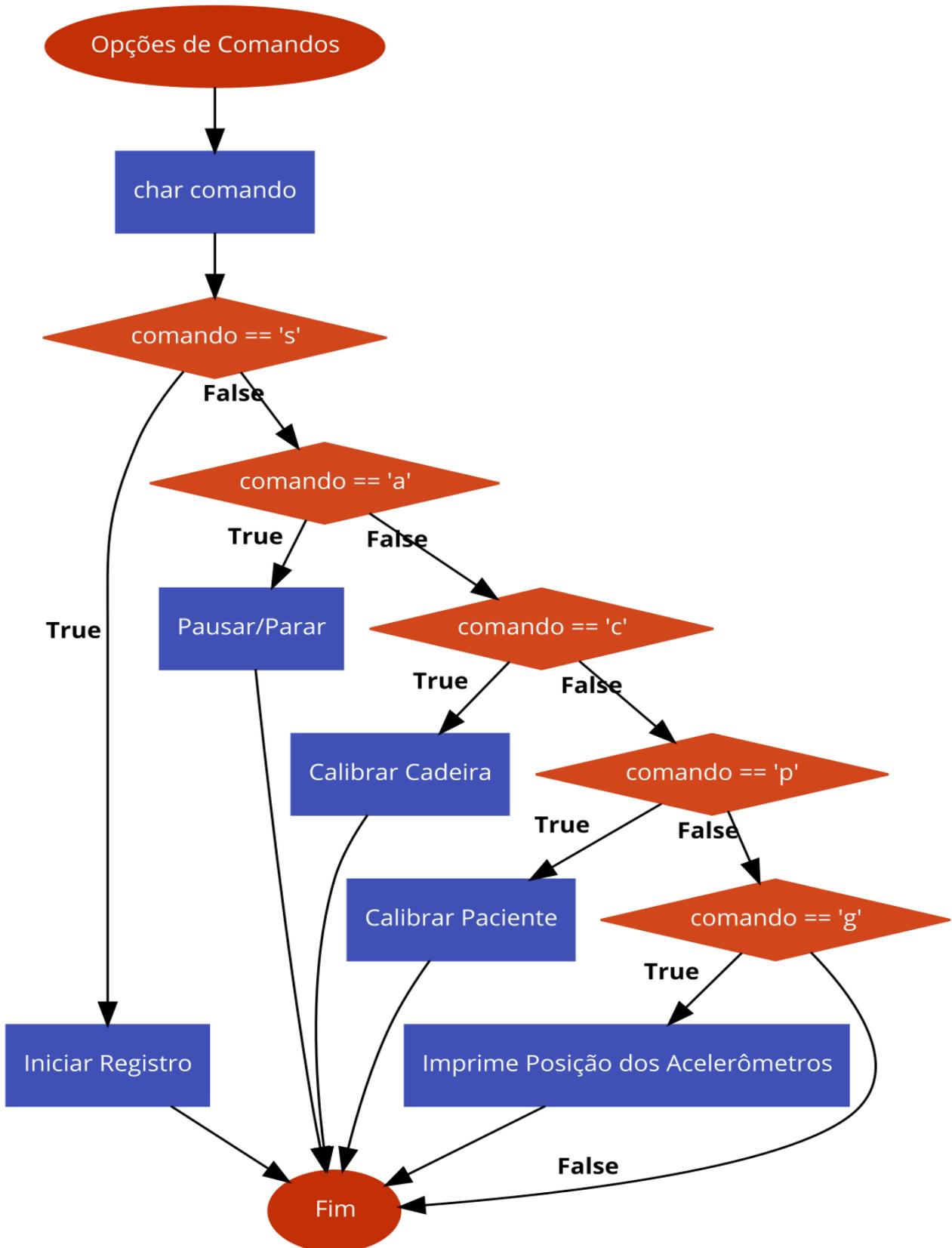
TUCK, K. Tilt sensing using linear accelerometers. **Freescale Semiconductor Application Note AN3107**, jun. 2007.

PRANGE, G. B. et al. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 43, n. 2, p. 171–184, abr. 2006.

UNITY - GAME ENGINE. Disponível em: <<https://unity3d.com/>>. Acesso em: 13 mar. 2017.

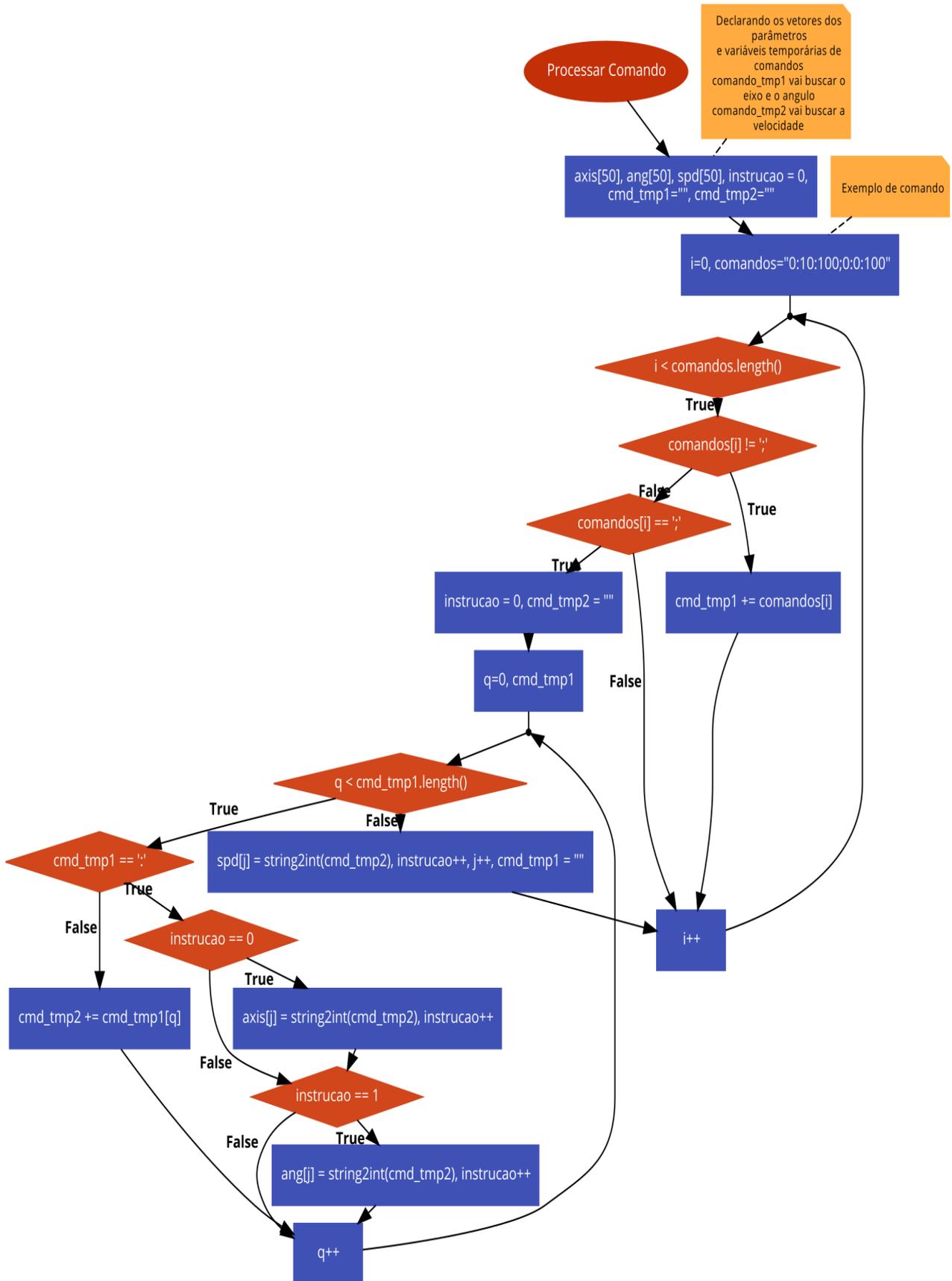
APÊNDICE A

Fluxograma dos comandos do sistema microcontrolado.



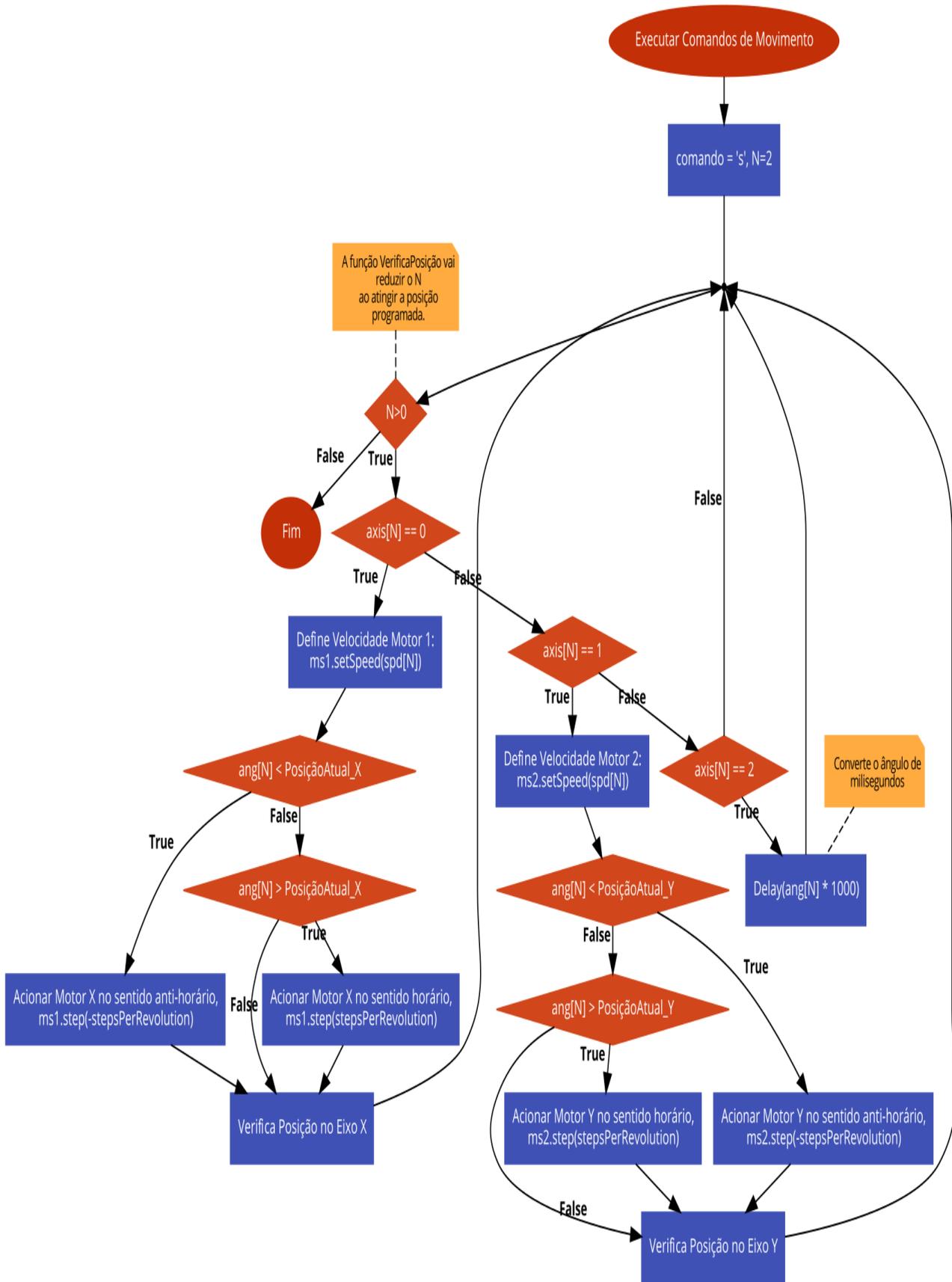
APÊNDICE B

Fluxograma do processamento dos comandos de movimento.



APÊNDICE C

Fluxograma da execução dos comandos de movimento.



APÊNDICE D

Fluxograma da função que verifica a posição durante o movimento.

