

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO**

**Bianca Barateli
Karina Yumi da Cruz**

**Copo instrumentalizado para aquisição de dados de
cinemática em reabilitação**

**São Carlos
2021**

**Bianca Barateli
Karina Yumi da Cruz**

**Copo instrumentalizado para aquisição de dados de
cinemática em reabilitação**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Elétrica com Ênfase em Eletrônica, da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

**São Carlos
2021**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Barateli, Bianca e da Cruz, Karina Yumi

Copo instrumentalizado para aquisição de dados de cinemática em reabilitação / Bianca Barateli, Karina Yumi da Cruz ; orientador Alberto Cliquet Júnior. – São Carlos, 2021.

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

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com Ênfase em Eletrônica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2021.

1. Lesão Medular. 2. Cinemática. 3. Reabilitação. 4. Sensores. 5. ESP32. 6. MPU6050. I. Cliquet, Alberto, orient. II. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Bianca Barateli

Título: "Copo instrumentalizado para aquisição de dados de cinemática em reabilitação"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 13/11/2022,

com NOTA 10,0 (e/c+, zw), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - Orientador - SEL/EESC/USP

Mestre Renata Manzano Maria - Doutoranda - SEL/EESC/USP

Mestre Anelise Ventura Nascimento - Doutoranda -
Bioengenharia/EESC

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Associado Rogério Andrade Flauzino

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Karina Yumi da Cruz

Título: “Copo instrumentalizado para aquisição de dados de cinemática em reabilitação”

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 13 / 1 / 2022,

com NOTA 10,0 (dez, zero), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - Orientador - SEL/EESC/USP

Mestre Renata Manzano Maria - Doutoranda - SEL/EESC/USP

Mestre Anelise Ventura Nascimento - Doutoranda -
Bioengenharia/EESC

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Associado Rogério Andrade Flauzino

AGRADECIMENTOS

Agradecimentos de Bianca Barateli

Eu, Bianca, dedico esse trabalho a todas as pessoas com quem convivi durante esse anos de graduação. Aos meus amigos Karina Yumi, Carolina Dias, Daniela Tamiya, Gustavo Pavezzi, André Luiz de Souza, André Cardoso, Alisson Lovatto, Gabriel Baquero e Rafael Baquero e todos os demais colegas de turma, com quem dividi momentos ótimos e também as dificuldades do curso e da vida. Da mesma forma, gostaria de agradecer aos grupos extracurriculares que participei por terem me feito amadurecer de várias formas diferentes: o IEEE Student Branch, o Warthog, a Operação Natal e em especial a Companhia de Dança CAASO, por todos os momentos de descontração. Também quero agradecer a Universidade de São Paulo por toda a infraestrutura proporcionada ao longo desses anos, por todos os funcionários e, principalmente, pelos professores, que de alguma forma, passaram seus conhecimentos e muito contribuíram para minha formação.

Reconheço um sentimento de profunda gratidão à minha família: meus tios, primos, especialmente meus pais João Pedro Barateli e minha mãe Fátima Barateli por tudo o que me proporcionaram: todo o carinho, a preocupação, o suporte nas dificuldades, o incentivo e o refúgio. Espero um dia poder retribuir pelo menos um pouco do que vocês me asseguraram. Também quero agradecer à minha irmã, Andréa Barateli, pela companhia e pelos vários momentos que com um único sorriso já fez o meu dia prosperar.

Dedico um agradecimento ao Rafael Baquero, por todos os momentos vividos, pelo companheirismo, carinho e amor e por me motivar nas minhas iniciativas. Aos meus colegas de trabalho, que me acompanharam nesses últimos meses de graduação. E à Karina, pela amizade, pelos vários momentos incríveis, pelas conversas e, também, por essa possibilidade de desenvolver esse trabalho.

Por fim, quero agradecer ao Professor Dr. Alberto Cliquet Jr. e ao Dr. Renato Varoto pela oportunidade de contribuir, mesmo que singelamente, a essa iniciativa que espero que possa beneficiar várias pessoas, sejam elas pacientes ou estudantes que desejem dar continuidade a esse trabalho.

Agradecimentos de Karina Yumi da Cruz

Abro e fecho os agradecimentos com as pessoas que foram a base para quem me tornei hoje. Aos meus pais, agradeço do fundo do meu coração por todo amor, carinho e incentivo.

Agradeço,

Ao meu pai Renato Cruz, por me apresentar o mundo incrível da tecnologia. Certamente, sem o seu interesse, não teria nascido em mim essa paixão e curiosidade pela área. Obrigada por sempre compartilhar esse mundo comigo.

Ao LABCIBER-USP e ao meu orientador prof. Cliquet, pela oportunidade de desenvolver esse projeto e praticar engenharia biomédica.

Aos meus irmãos Renata Satie, Samanta Emi e Luís Henrique, pelo companheirismo, pelo carinho e por sempre me mostrarem a mais verdadeira amizade. Renas e Sasá, vocês são as melhores companheiras de vida que o mundo poderia me dar, obrigada pelo carinho, pelas conversas e pelo “pupupu” de todo dia. Lulu, obrigada por sempre me trazer alegrias, momentos de criança e por me dar abraços para aquecer o coração.

Ao Tiago Regueira e ao Danilo González, por serem sempre presentes nessa trajetória. Tchiako, obrigada por sempre me ouvir e me aconselhar. Corote, obrigada pelos momentos de leveza e risada que sempre me traz.

À Patrícia, aos meus avós e tios, pela torcida.

Aos amigos que fiz no meu tão amado CAASO. Ao HandCAASO, em especial, à Vivi, Covinha, Tonho, Maycon e Dorothy, amigos que quero levar para vida. Ao Atletismo CAASO, em especial, ao El, pelo companheirismo. Ao IEEE Student Branch São Carlos, por me darem a oportunidade de aprender sobre liderança. À Bianca Barateli, pelas incontáveis noites em claro, pelos almoços, jantas e lanches de toda hora, pelas experiências e viagens. Agradeço do fundo do coração, Bibs. Ainda, à Daniela Tamiya e Carolina Dias, conosco representando o quarteto de mulheres guerreiras da Eletrônica 016.

Aos amigos de minha vida toda, em especial, Enrique González, Letícia Murakami, Guilherme Casagrandi, Henrique Ojeda e Bruno Dias, sem vocês seria impossível. Mushe, agradeço ainda mais pela paciência, madrugadas em claro, amor, companhia, companheirismo, apoio e, principalmente, por me fazer rir e sorrir todo dia.

Aos amigos da Squad+, Daniel Froes, Gustavo Bento, Laurinne Oliveira e Luiz Henrique Aguiar. Obrigada pela torcida, pelo apoio e por todos os dias tornarem o trabalho divertido.

À Fabi, pelo suporte emocional e psicológico. Sua torcida foi essencial.

Por fim, à minha mãe Rosana Inague, por acreditar em mim mesmo nos momentos em que eu não acreditei. Por apoiar esse sonho e esse caminho. Por todas as vezes que me disse que tudo ficaria bem.

“Muitos dos meus filmes têm protagonistas femininas fortes – garotas corajosas e autossuficientes que não pensam duas vezes em lutar pelo que acreditam com todo o coração.

Elas precisarão de um amigo ou de alguém que lhes dê apoio, mas nunca de um salvador.

Qualquer mulher é tão capaz de ser uma heroína quanto qualquer homem.”

Hayao Miyazaki

RESUMO

BARATELI, B. DA CRUZ, K. Y. **Copo instrumentalizado para aquisição de dados de cinemática em reabilitação.** 2021. 120p. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2021.

As ações dos membros superiores de alcance, preensão e manipulação são importantes para atividades de vida diária. Por este motivo, indivíduos com disfunções nesses membros necessitam de reabilitação para melhorar suas condições de saúde e bem-estar. No processo de reabilitação, a validação de métodos e protocolos é importante. Para isso, medidas rápidas, compreensíveis e confiáveis são essenciais. Grande parte das técnicas utilizadas são qualitativas, por isso, alternativas quantitativas são estudadas. Dadas tais considerações, propõe-se o desenvolvimento de um copo instrumentalizado capaz de medir dados de cinemática para avaliar a evolução de pacientes em reabilitação dos membros superiores. O objeto desenvolvido possui acelerômetro e giroscópio MPU6050, responsável pela aquisição de dados de cinemática, e microcontrolador ESP32, que recebe os dados do MPU6050 e os envia para análise por meio de seu módulo *bluetooth*. Essa comunicação possibilitou que o protótipo fosse sem fio e os componentes fossem inseridos no interior do copo. Essas medidas evitaram que a execução do protocolo pelo paciente fosse prejudicada. O processamento dos dados foi realizado em MATLAB e foram aplicados modelos de *Attitude Heading Reference System* (AHRS) e *dead reckoning* para obter informações, como a posição. Os resultados indicam coerência com a trajetória esperada, porém ainda há necessidade de melhorias quanto aos erros de calibração, aquisição e processamento de dados de orientação e *drift*.

Palavras-chave: Lesão Medular. Cinemática. Reabilitação. Sensores. ESP32. MPU6050.

ABSTRACT

BARATELI, B. DA CRUZ, K. Y. **Instrumented cup for acquisition of kinematics data in rehabilitation.** 2021. 120p. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2021.

Upper limb actions of reaching, gripping and manipulating are important for activities of daily living. For this reason, individuals with disorders in these limbs need rehabilitation to improve their health and well-being conditions. In the rehabilitation process, validation of methods and protocols is important. For this, quick, understandable and reliable measures are essential. Most of the techniques used are qualitative. Therefore, quantitative alternatives are studied. Given these considerations, it is proposed the development of an instrumented cup capable of measuring kinematic data to evaluate the evolution of patients undergoing upper limb rehabilitation. The developed object has an MPU6050 accelerometer and gyroscope, responsible for the kinematics data acquisition, and an ESP32 microcontroller, which receives data from MPU6050 and sends it for analysis through its bluetooth module. This communication made it possible for the prototype to be wireless and the components inserted inside the cup. These measures prevented the execution of the protocol by the patient from being impaired. Data processing was performed in MATLAB and *Attitude Heading Reference System* (AHRS) and *dead reckoning* models were applied to obtain information such as position. The results indicate consistency with the expected trajectory, but there is still a need for improvements regarding calibration errors, acquisition and orientation data processing and *drift*.

Keywords: Spinal Cord Injury. Kinematics. Rehabilitation. Sensors. ESP32. MPU6050.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Visão geral das divisões anatômicas do sistema nervoso	22
Figura 2 – As partes de um neurônio	24
Figura 3 – Mecanismo da bomba de sódio-potássio	26
Figura 4 – Geração e etapas do potencial de ação	27
Figura 5 – Estrutura básica de uma sinapse	29
Figura 6 – Ilustração da posição dos segmentos e nervos medulares em relação às vértebras	30
Figura 7 – Representação do corte transversal da medula espinhal	31
Figura 8 – Características da fase de alcance até a preensão	35
Figura 9 – Pontos-chave de sensibilidade	39
Figura 10 – Sumário para classificação neurológica da lesão medular de acordo com a classificação da ASIA	40
Figura 11 – Exemplo de localização dos pontos motores no membro superior	45
Figura 12 – Protocolo de reabilitação proposto	47
Figura 13 – Diagrama do algoritmo de estimativa de orientação	56
Figura 14 – Esquemático do sensor outREACH e o dispositivo vestido	58
Figura 15 – Interface do software Arduíno	59
Figura 16 – Interface do software MATLAB	60
Figura 17 – ESP32-DEVKITV1	61
Figura 18 – MPU6050	62
Figura 19 – TP4056	62
Figura 20 – XL6009E1	63
Figura 21 – Diagrama da organização da revisão bibliográfica	64
Figura 22 – Modelo da caixa utilizada para testes	65
Figura 23 – Representação da movimentação em um eixo	66
Figura 24 – Representação da movimentação em “L”	66
Figura 25 – Diagrama das etapas de pré-processamento e configuração do sistema de aquisição de dados	69
Figura 26 – Diagrama da etapa de aquisição de dados brutos	70
Figura 27 – Interface com usuário do sistema de aquisição de dados brutos	71
Figura 28 – Diagrama da etapa de processamento dos dados brutos	72
Figura 29 – Layout da placa de circuito impresso	72
Figura 30 – Protótipo do sistema de aquisição de dados	73
Figura 31 – Protótipo do copo - vista de frente	74
Figura 32 – Protótipo do copo - vista de cima	74
Figura 33 – Protótipo do copo - corte de frente	75
Figura 34 – Protótipo do copo - corte de lado	75

Figura 35 – Protótipo do copo impresso - vista de lado	76
Figura 36 – Protótipo do copo impresso - vista de cima vazio	77
Figura 37 – Protótipo do copo impresso - vista de cima com circuito impresso	77
Figura 38 – Repouso - Dados brutos	78
Figura 39 – Repouso - Aceleração com orientação	78
Figura 40 – Repouso - Gráficos de velocidade	79
Figura 41 – Repouso - Gráficos de posição	80
Figura 42 – Eixo x - Dados brutos	81
Figura 43 – Eixo x - Aceleração com orientação	81
Figura 44 – Eixo x - Gráficos de velocidade	82
Figura 45 – Eixo x - Gráficos de posição	83
Figura 46 – Eixo y - Dados brutos	84
Figura 47 – Eixo y - Aceleração com orientação	84
Figura 48 – Eixo y - Gráficos de velocidade	85
Figura 49 – Eixo y - Gráficos de posição	86
Figura 50 – Eixo z - Dados brutos	87
Figura 51 – Eixo z - Aceleração com orientação	87
Figura 52 – Eixo z - Gráficos de velocidade	88
Figura 53 – Eixo z - Gráficos de posição	89
Figura 54 – Movimento em “L” - Dados brutos	90
Figura 55 – Movimento em “L” - Aceleração com orientação	90
Figura 56 – Movimento em “L” - Gráficos de velocidade	91
Figura 57 – Movimento em “L” - Gráficos de posição	92

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Preços dos componentes para fabricação de uma placa de aquisição 93

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVD	Atividades de vida diária
OMS	Organização Mundial de Saúde
EENM	Estimulação Elétrica Neuromuscular
EESC	Escola de Engenharia de São Carlos
LABCIBER	Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação
LABRAL	Laboratório de Reabilitação do Aparelho Locomotor
SN	Sistema Nervoso
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
ATPase	Adenosinatrifosfatas
ATP	Trifosfato de adenosina
ADP	Difosfato de adenosina
PEPS	Potenciais excitatórios pós-sinápticos
PIPS	Potencial inibitório pós-sináptico
ASIA	<i>American Spinal Cord Association</i>
AMAT	Teste de Habilidade Motora do Membro Superior
EMG	Eletromiografia
EMGS	Eletromiografia de superfície
ToF	Tempo de voo
IMU	Unidades de Medida Inercial
MEMS	<i>Microelectromechanical systems</i>
AHRS	<i>Attitude Heading Reference System</i>
I^2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>

MARG	<i>Magnetic, Angular Rate, and Gravity</i>
UART	Protocolo de comunicação receptor/transmissor universal assíncrono
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
MAP	<i>maximum a posteriori</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	SISTEMA NERVOSO	22
2.1	Sistema Nervoso Central	22
2.2	Sistema Nervoso Periférico	23
2.3	Neurônio e Sinapses	23
2.4	Medula Espinal	30
3	SISTEMA MOTOR	33
4	JUNÇÃO NEUROMUSCULAR E CONTRAÇÃO MUSCULAR	34
5	MOVIMENTOS DE ALCANCE, PREENSÃO E MANIPULAÇÃO	35
6	LESÃO MEDULAR	37
7	REABILITAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES DE INDIVÍDUOS COM TETRAPLEGIA	42
8	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EENM)	44
9	PROTÓCOLO DE REABILITAÇÃO	47
10	MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA CINEMÁTICA DO MOVIMENTO	48
10.1	Escalas	48
10.2	Eletromiografia	48
10.3	Sistema de análise de movimento 3D	49
10.4	Sensores	49
10.5	Sistemas AHRS (<i>Attitude Heading Reference System</i>)	50
11	PROCESSAMENTO DE DADOS OBTIDOS POR SENsoRES INER-CIAIS	52
11.1	Quatérnios	52
11.2	Algoritmo Gradiente Descendente	53
11.3	<i>Dead Reckoning</i>	56
11.4	Filtros	56
12	TRABALHO RELACIONADO	58
12.1	Sensor e dispositivo <i>outREACH</i>	58

13	MATERIAIS E PROCEDIMENTOS	59
13.1	Materiais	59
13.1.1	IDE do Arduíno	59
13.1.2	Python	59
13.1.3	MATLAB	60
13.1.4	ESP32	61
13.1.5	MPU6050	61
13.1.6	Carregador de bateria de Lítio TP4056	62
13.1.7	Módulo Regulador de Tensão <i>Step Up XL6009E1</i>	62
13.2	Procedimentos	63
13.2.1	Estudo do protocolo de reabilitação	63
13.2.2	Desenvolvimento do sistema de aquisição de dados	64
13.2.3	Desenvolvimento do protótipo do objeto instrumentalizado	65
13.2.4	Teste do protótipo e validação dos dados de cinemática	65
14	RESULTADOS	68
14.1	Impacto do Covid-19 no projeto	68
14.2	Desenvolvimento do sistema de aquisição de dados	68
14.2.1	Configuração do sistema de aquisição de dados e obtenção de dados brutos	68
14.2.2	Aquisição de dados brutos	70
14.2.3	Processamento dos dados brutos	71
14.3	Desenvolvimento do protótipo do objeto instrumentalizado	72
14.4	Teste do protótipo e validação dos dados de cinemática	78
14.5	Orçamento	93
15	DISCUSSÕES	94
15.1	Estudo do protocolo de reabilitação	94
15.2	Aquisição de dados	94
15.3	Desenvolvimento do protótipo do copo instrumentalizado	95
15.4	Teste e análise dos resultados	96
16	CONCLUSÕES	98
16.1	Trabalhos futuros	98

APÊNDICES	104
APÊNDICE A – DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE CINEMÁTICA COM E SEM CARREGADOR	105
APÊNDICE B – CÓDIGO DE CONFIGURAÇÃO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE CINEMÁTICA E OB- TENÇÃO DE DADOS BRUTOS - IDE ARDUÍNO	106
APÊNDICE C – CÓDIGO DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE CINEMÁ- TICA - PYTHON	109
APÊNDICE D – CÓDIGO DE PROCESSAMENTO DOS DADOS BRUTOS - MATLAB	114

1 INTRODUÇÃO

Os membros superiores são responsáveis pelo êxito da realização das atividades de vida diária (AVD), uma vez que fazem parte das habilidades motoras finas, como alimentar-se, vestir-se e higienizar-se, e das habilidades motoras grossas, como andar, equilibrar e arrastar. (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000) Indivíduos com disfunções motoras nos membros superiores acabam por ter sua saúde e seu bem-estar comprometidos e, também, tornam-se parcialmente ou completamente dependentes em atividades sociais, pessoais e profissionais. (VAROTO, 2010; Knorr et al., 2005; ALONSO, 2015) Por isso, é necessária para tais indivíduos a reabilitação, que é definida, pela Organização Mundial da Saúde (OMS), como um conjunto de medidas que ajudam pessoas com deficiências ou prestes a adquirir deficiências a terem e manterem uma funcionalidade ideal na interação com seu ambiente.

As ações de alcance, preensão e manipulação são importantes para algumas das atividades de vida diária e são resultantes da movimentação dos membros superiores, que depende da integração entre os sistemas sensorial, visual e motor. Dessa forma, é necessário para o bom funcionamento do membro superior a localização do alvo (percepção visual decorrente da movimentação dos olhos e da cabeça), o alcance (transporte do braço e da mão no espaço), a preensão (pegar e soltar) e as habilidades manipuladoras manuais. (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000)

Pessoas com disfunções nos membros superiores possuem dificuldade para realizar tais ações, uma vez que um ou mais dos sistemas sensorial, visual ou motor é comprometido pela doença ou deficiência apresentada. Em casos de tetraplegia, por exemplo, há a diminuição ou a perda das funções motoras e/ou sensoriais dos membros superiores e inferiores, tronco e órgãos pélvicos decorrentes de uma lesão medular. (JR. et al., 1997) Na hemiparesia, seja congênita ou adquirida por meio de derrames, ocorre a paralisia de um dos lados do corpo, o que ocasiona a incoordenação motora e déficits sensoriais. (RICCI et al., 2015) Já pessoas com esclerose múltipla muitas vezes apresentam tremores, déficits de coordenação e fraqueza muscular. (MCDONALD; COMPSTON, 2006) Por isso, a fim de melhorar a qualidade de vida do paciente e de manter ou recuperar algumas funcionalidades dos membros superiores, utiliza-se a reabilitação.

Fisioterapia, Terapia Ocupacional e a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) são algumas das terapias voltadas para a reabilitação. A Fisioterapia e a Terapia Ocupacional são métodos convencionais com a finalidade de reabilitação por meio da movimentação passiva ou ativa e do exercício resistido envolvendo os membros afetados. A EENM, terapia não convencional, é utilizada para restabelecer artificialmente funções motoras por meio de estímulos elétricos nas fibras nervosas. (VAROTO, 2010)

O protocolo de reabilitação alvo desse projeto possui, como movimentos funcionais e repetitivos, o alcance do objeto cilíndrico, a elevação do mesmo na direção da boca e o retorno do mesmo à posição inicial. (ALONSO, 2015) Nesse protocolo, utiliza-se a EENM para facilitar o movimento ativo dos membros superiores. Ainda, a estimulação elétrica aplicada aos neurônios motores intactos visa o auxílio no retomada dos movimentos perdidos ou alterados, além da promoção de fortalecimento muscular, correção de contraturas e inibição da espasticidade. (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000; CASTRO; CLIQUET JR., 2000)

A reabilitação dos membros superiores exige medidas rápidas, comprehensíveis e confiáveis para a avaliação de seus protocolos e métodos. (LYLE, 1981) A caracterização da disfunção motora é normalmente realizada de forma subjetiva através de escalas, que muitas vezes não conseguem detectar movimentos sutis, além de possuírem resultados variados dependendo do avaliador. (FADDA et al., 2019) Algumas alternativas utilizadas são o sistema de análise de movimento 3D (câmeras, diodos emissores de luz e marcadores retrorrefletores) (CORONA et al., 2018; CACHO et al., 2011; RÖNNQVIST; RÖSBLAD, 2007; REFT; HASAN, 2002; WAGNER; RHODES; PATTEN, 2008), eletromiografia (VAROTO, 2010; ALONSO, 2015), dinamômetros adaptados (VAROTO, 2010; ALONSO, 2015) e sensores (acelerômetros e giroscópios) (KNORR et al., 2005; CASTRO; CLIQUET JR., 2000; CARPINELLA; CATTANEO; FERRARIN, 2014; HUGHES et al., 2019; NATHAN; JOHNSON; MCGUIRE, 2009).

O sistema de análise de movimento 3D, apesar de altamente preciso e confiável, é caro e muitas clínicas e pesquisadores não conseguem o adquirir. (ZULT; ALLSOP; TABERNERO, 2019) A eletromiografia auxilia no estudo da dinâmica do músculo durante sua utilização, porém é limitado por seu preço, por ser mais invasivo ou por todos os cuidados necessários para a aquisição superficial do sinal. (SCALLON; HEEST, 2016; ALONSO, 2015) Dessa forma, a utilização de sensores para o estudo de movimentos de pacientes com disfunções motoras nos membros superiores tem sido foco de diversas pesquisas, por exemplo, o sensor outREACH (HUGHES et al., 2019), que é um vestível capaz de analisar a cinemática do movimento dos membros superiores.

A partir da necessidade de obtenção de dados quantitativos de tratamentos de reabilitação, esse projeto possui os seguintes objetivos:

1. Estudo do protocolo de reabilitação - estudo do protocolo de reabilitação, para quem ele é destinado, quais são as necessidades do paciente com relação ao objeto a ser manipulado e quais são os dados de interesse para o profissional (fisioterapeuta ou médico) a serem adquiridos e analisados;
2. Aquisição dos dados - estudo de bibliotecas da IDE do Arduíno com relação à ESP32 e ao MPU6050 a fim de se obter com maior precisão os dados de interesse e, também, análise da melhor forma de exibição dos resultados para avaliação. Além disso, objetiva-se a integração entre todos os componentes;

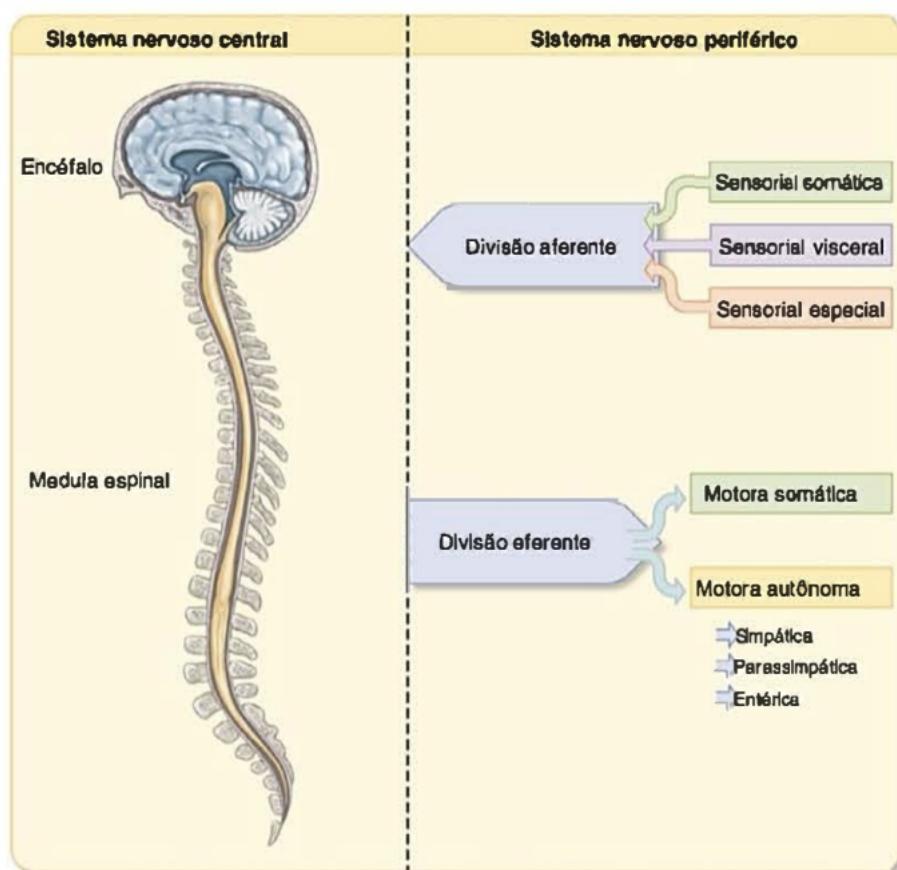
3. Desenvolvimento do protótipo do copo instrumentalizado - desenvolvimento do objeto (copo) que abrigará os componentes do circuito necessário para a análise (MPU6050 e ESP32), o qual deverá possuir as características necessárias e exigidas pelo protocolo de reabilitação;
4. Teste e análise dos resultados - testes com o copo instrumentalizado com a finalidade de avaliar se o protótipo desenvolvido cumpre os requisitos para sua utilização no protocolo de reabilitação e, também, na aquisição de dados de cinemática.

Para isso, foi desenvolvido um objeto instrumentalizado capaz de medir dados para avaliar a evolução de um paciente com disfunções motoras nos membros superiores em tratamento por meio de fisioterapia e/ou EENM com foco nos movimentos de alcance, preensão e manipulação. O projeto foi realizado no LABCIBER/EESC - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo.

2 SISTEMA NERVOSO

O sistema nervoso (SN) é responsável por controlar e coordenar as funções de todos os sistemas do organismo, além de interpretar e desencadear respostas aos estímulos aplicados à superfície do corpo. Anatomicamente, o SN é composto por duas partes: sistema nervoso central (SNC) e sistema nervoso periférico (SNP), conforme pode ser observado na Figura 1 ([SPENCER, 1991](#)).

Figura 1 – Visão geral das divisões anatômicas do sistema nervoso



Fonte: [Powers e Howley \(2000\)](#)

2.1 Sistema Nervoso Central

O sistema nervoso central é constituído pelo encéfalo e pela medula espinhal. Suas funções compreendem a recepção de estímulos e de comandos, além do processamento e do desencadeamento de resposta.

O encéfalo é formado pelo cérebro (telencéfalo e diencéfalo), cerebelo e tronco encefálico (mesencéfalo, ponte e bulbo raquidiano). Nele, são armazenadas memórias, elaborados

pensamentos e executadas as funções para o controle do corpo (DANGELO; FATTINI, 2004).

A medula espinhal serve como condutor para vias nervosas e, também, como área integradora de atividades neurais subconscientes, como a retirada reflexa de parte do corpo do campo de ação de um estímulo doloroso, o enrijecimento reflexo em extensão da perna no momento de ficar de pé e alguns movimentos de marcha (GUYTON, 1996).

2.2 Sistema Nervoso Periférico

O sistema nervoso periférico é uma rede ramificada de nervos constituída por axônios, terminações nervosas sensoriais e células gliais. O SNP pode ser dividido em duas partes: a porção sensorial e a porção motora (GUYTON, 1996; LUNDY-EKMAN, 2013).

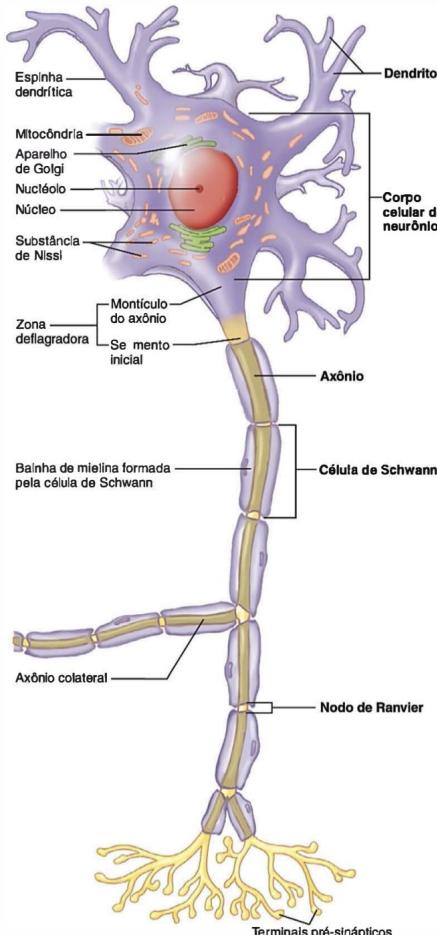
A porção sensorial, fibras aferentes, é responsável pela transmissão de informações para o SNC. Já a porção motora, fibras eferentes, pela transmissão de sinais originados no SNC para a periferia. A porção motora, ainda, pode ser subdividida em motora somática, que enerva a musculatura esquelética, e motora autônoma (ou visceral), que inerva os órgãos ejetores involuntários, como a musculatura lisa do intestino, o músculo cardíaco e as glândulas (SPENCER, 1991; GUYTON, 1996; POWERS; HOWLEY, 2000).

2.3 Neurônio e Sinapses

Neurônios e células de glia (ou células de suporte) são as células básicas que compõem o tecido nervoso, o qual constitui os sistemas nervosos central e periférico. Os neurônios são responsáveis pela condução de sinais pelo sistema nervoso, enquanto as células de glia mantêm os neurônios em suas posições e evitam que os sinais sejam dispersados entre os mesmos e suas estruturas intercelulares.

Os neurônios são constituídos pelo corpo celular, dendritos e axônios, conforme pode ser observado na Figura 2. O corpo celular é a região na qual se diferenciam todas as partes do neurônio. Suas funções incluem a maior parte da nutrição neural e a aferição de estímulos nervosos externos. Os dendritos são prolongamentos múltiplos e ramificados com origem no corpo celular. Esses constituem as principais partes receptoras do neurônio, ou seja, a maior parte dos sinais que devem ser transmitidos ao neurônio chegam a ele por meio dos dendritos. Em geral, os dendritos recebem sinais de milhares de pontos de contato com outros neurônios, esses sinais são as sinapses. Os axônios, também chamados de fibras nervosas, são únicos para cada neurônio. São responsáveis pela transmissão de sinais neurais para a célula seguinte no cérebro ou na medula espinhal, ou para músculos e glândulas nas regiões periféricas do corpo.

Figura 2 – As partes de um neurônio



Fonte: Powers e Howley (2000)

As fibras nervosas são formadas por duas partes: axônio e um envoltório isolante, a bainha de mielina. A bainha de mielina se estende por todo o axônio, cobrindo-o desde a medula espinhal até as terminações nervosas finais. Os axônios são estruturas tubulares longas revestidas por uma membrana celular adaptada para transmissão de sinais neurais. No interior da membrana, há o axoplasma, líquido intracelular em formato de gel, enquanto que, no seu exterior, existe o líquido intersticial, que circula entre as células e entre as fibras (GUYTON, 1996).

Ao longo da bainha de mielina, há descontinuações em pontos periódicos, conhecidas como nódulos de Ranvier. Desta forma, a bainha de mielina funciona como excelente isolante elétrico por todo axônio, exceto nestes nódulos. Os nódulos são essenciais para a condução do impulso neural, uma vez que nesses pontos a membrana axônica entra em contato direto com o líquido intersticial (GUYTON, 1996; POWERS; HOWLEY, 2000).

Os neurônios, assim como as demais células do corpo humano, apresentam potencial de membrana. Em repouso, células são carregadas negativamente com relação à carga exterior, ou seja, o potencial é negativo no interior da membrana. O potencial de membrana em repouso de

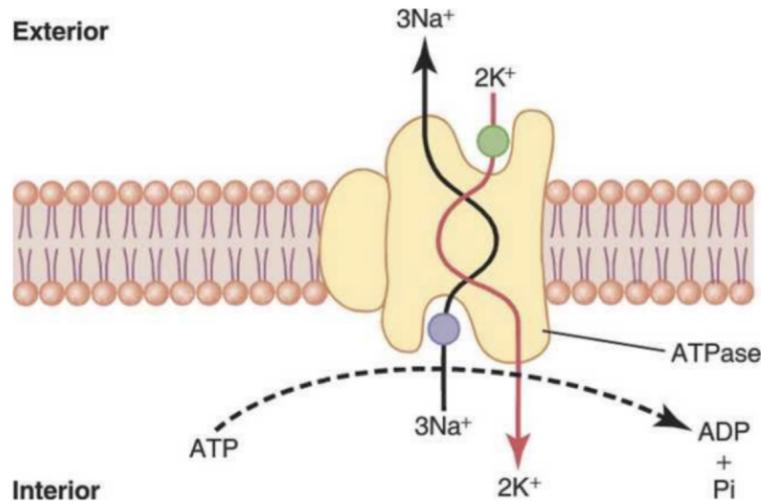
um corpo celular de um neurônio do SNC é por volta de -70 mV, enquanto que o potencial de uma fibra nervosa periférica é de, aproximadamente, -90 mV.

O potencial da membrana é causado por diferenças de concentrações iônicas entre os líquidos intra e extracelulares. O líquido intracelular possui alta concentração de íons de potássio, enquanto que o líquido extracelular contém baixa concentração desse íon. O oposto ocorre com o íon de sódio: há alta concentração no líquido extracelular e concentração muito reduzida no líquido intracelular.

Os íons de sódio e potássio podem se difundir através das proteínas das membranas, que funcionam como canais reguladores. Dado que a concentração de potássio (carga positiva) é maior no interior da célula e a de sódio (carga positiva) é maior no exterior, uma alteração na permeabilidade da membrana resulta no movimento dos íons a favor do gradiente de difusão, seguindo a tendência de equalização. Tal tendência consiste na entrada do sódio e na saída do potássio com relação ao interior da célula. Para ocorrer o deslocamento inverso e não ser perdido o potencial negativo da célula, existe o mecanismo de transporte ativo de íons conhecido como bomba de sódio-potássio (GUYTON, 1996).

A bomba de sódio-potássio funciona por meio da proteína transportadora. Essa proteína possui três características importantes para o funcionamento da bomba: três locais receptores de íon de sódio voltados para o interior da célula, dois locais receptores de íons de potássio voltados para o exterior da célula e a atividade de adenosinatrifosfatas (ATPase) na porção interna da proteína, perto do local de ligação de sódio. Ao ocorrer a ligação de dois íons de potássio aos receptores externos e três íons de sódio aos receptores internos, é ativada a função da ATPase. Tal função resulta na divisão da molécula trifosfato de adenosina (ATP) em difosfato de adenosina (ADP) e na liberação de uma ligação fosfato de alta energia. Acredita-se que por meio dessa energia liberada, ocorre alteração química e conformacional da molécula da proteína transportadora, que resulta na entrada de dois íons de potássio e na saída de três íons de sódio da célula, como representado na Figura 3.

Figura 3 – Mecanismo da bomba de sódio-potássio



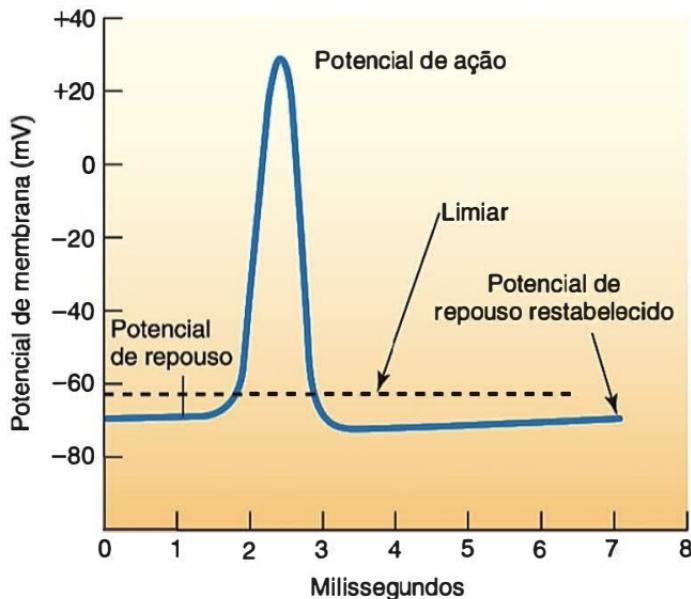
Fonte: Hall (2011)

A alteração súbita do potencial da membrana normal negativo para o positivo marca o início do potencial de ação, responsável por transmitir o sinal nervoso ao longo de toda a fibra nervosa. O fim do potencial de ação, por sua vez, é dado pelo rápido retorno para o potencial negativo. Os estágios sucessivos do potencial de ação ocorrem em poucos décimos de milésimos de segundo e são divididos em repouso, despolarização e repolarização.

O estágio de repouso da membrana ocorre antes do início do potencial de ação. Neste estágio, a célula está polarizada e possui o potencial de -90 mV. Quando estimulado adequadamente, o neurônio inicia o processo de despolarização, em que a membrana fica subitamente permeável aos íons de sódio, permitindo que um grande número desses íons positivamente carregados se difundam para o interior da membrana. Em fibras nervosas de maior calibre, o grande influxo de íons positivos de sódio faz com que o potencial da membrana “ultrapasse” (*overshoot*) rapidamente o nível zero e alcance o positivo, aproximadamente 30 mV.

Todavia, a entrada de íons de sódio é muito rápida e, após décimos de milésimos de segundo, os canais de sódio começam a se fechar e os de potássio se abrem mais que o normal. Dessa forma, os íons de potássio se difundem rapidamente para o exterior, ocasionando o reestabelecimento do potencial de repouso negativo da membrana. Esse processo corresponde ao estágio final do potencial de ação conhecido por repolarização da membrana. Os estágios do potencial de ação podem ser observados na Figura 4.

Figura 4 – Geração e etapas do potencial de ação



Fonte: Powers e Howley (2000)

Para que o potencial de ação se propague por toda a célula, é necessário que seja atingido o potencial de membrana de, aproximadamente, -55 mV durante a despolarização. Esse valor representa o limiar de disparo, que, ao ser atingido, gera uma corrente elétrica que percorre o interior do axônio. Através do limiar, o potencial de ação, também chamado de impulso nervoso, respeita a lei do tudo ou nada. Essa lei indica que para ocorrer a despolarização de toda a fibra nervosa e, por consequência, a propagação do impulso nervoso, é necessário estímulo suficiente para que seja atingido o limiar de disparo. Caso contrário, não há despolarização.

Após ser despolarizada por um potencial de ação, a membrana fica inativa por um curto período de tempo, ou seja, não é possível que ocorra outro potencial de ação na mesma fibra. Isso ocorre por causa da inatividade dos canais de sódio após o desencadeamento do potencial de ação. Mesmo recebendo outros sinais excitatórios, tais canais não irão abrir. Para que ocorra a reabertura, é necessário o retorno do potencial de membrana ao repouso. Esse período em que o segundo potencial de ação não pode ser produzido é conhecido como período refratário absoluto (POWERS; HOWLEY, 2000).

Os axônios, os quais transmitem o impulso nervoso, são envoltos pela bainha de mielina, também chamada de bainha de Schwann. Essa é formada por várias camadas de células de Schwann, responsáveis por fixar a sua membrana ao axônio, e por quase nenhum citoplasma. Dado que a bainha contém grande quantidade da substância gordurosa mielina e, substâncias gordurosas, por natureza, quase não conduzem íons, a mesma se torna um excelente isolante elétrico para o axônio.

Para que ocorra a transmissão do impulso nervoso, a bainha de mielina é interrompida por nódulos de Ranvier, pequenos espaços preenchidos por uma camada de líquido extracelular que permite o fluxo de íons até ser atingida a superfície do axônio. Como a transmissão ocorre apenas através dos nódulos de Ranvier, é necessária a condução saltatória.

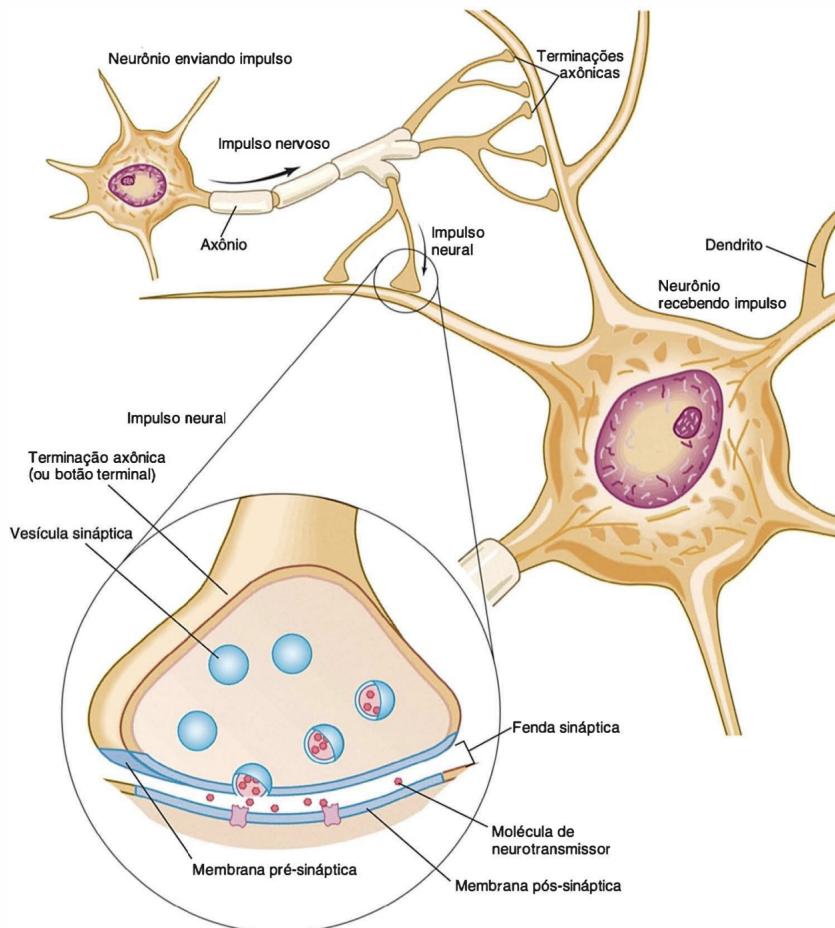
A condução saltatória ocorre quando um primeiro nódulo de Ranvier é despolarizado de forma que a passagem de corrente elétrica acontece por fora da bainha de mielina e ao longo da parte central da fibra até o nódulo de Ranvier seguinte, fazendo com que o mesmo se despolarize. O impulso gerado nesse nódulo faz com que o próximo nódulo também se despolarize e, desse modo, o impulso “salta” de nódulo para nódulo.

Tal forma de condução é importante por fazer com que o processo de despolarização pule grandes extensões de fibra nervosa, o que resulta no aumento da velocidade de condução do impulso e na economia de energia para a transmissão do mesmo. A economia de energia se deve à menor utilização da bomba de sódio-potássio, uma vez que é impedida a despolarização de grandes extensões de fibra e, também, o influxo de grandes quantidades de sódio e efluxo de potássio.

A velocidade de propagação do impulso nervoso varia de acordo com o calibre das fibras nervosas, quanto mais calibrosas forem e quanto mais espessas forem as bainhas de mielina, mais rapidamente é conduzido o impulso nervoso. As fibras mais calibrosas têm diâmetro de, aproximadamente, $20\ \mu m$ e conduzem a uma velocidade de $100\ m/s$, enquanto que as fibras menos calibrosas possuem diâmetro de, aproximadamente, $0,5\ \mu m$ e conduzem a $0,5\ m/s$ (GUYTON, 1996).

Quando um impulso nervoso é conduzido de um neurônio a outro ocorre a transmissão sináptica. A sinapse, local onde ocorre a condução, consiste em um pequeno hiato situado entre o neurônio pré-sináptico e um dendrito de um neurônio pós-sináptico. Para ocorrer a transmissão do impulso, é necessária a liberação de quantidades suficientes de um neurotransmissor específico pelas vesículas sinápticas (Figura 5).

Figura 5 – Estrutura básica de uma sinapse



Fonte: Powers e Howley (2000)

Neurotransmissores são mensageiros bioquímicos que neurônios utilizam para se comunicar entre si. Aqueles que causam a despolarização de membranas são conhecidos como transmissores excitatórios. Esses, quando liberados na fenda sináptica, ligam-se a “receptores” da membrana do neurônio pós-sináptico e causam uma série de despolarizações graduadas nos dendritos e no corpo celular. Tais despolarizações são denominadas potenciais excitatórios pós-sinápticos (PEPS). Se quantidades suficientes do neurotransmissor são liberadas, despolariza-se o neurônio até que seja atingido o limiar e um potencial de ação é gerado.

O neurônio pós-sináptico pode atingir o limiar através do PEPS de duas formas: somação temporal e somação espacial. A somação temporal consiste na somação de vários PEPS de um único neurônio pré-sináptico ao longo de um curto período de tempo. Já a espacial, refere-se a somação de PEPS a partir da chegada de vários impulsos pré-sinápticos, ou seja, de vários axônios distintos.

Nem todos os neurotransmissores são excitatórios. Alguns deles exercem efeitos inibitórios e causam a hiperpolarização (negatividade aumentada) da membrana pós-sináptica. Essa

hiperpolarização é denominada potencial inibitório pós-sináptico (PIPS) e afasta o potencial da membrana do limiar, causando uma resistência à despolarização.

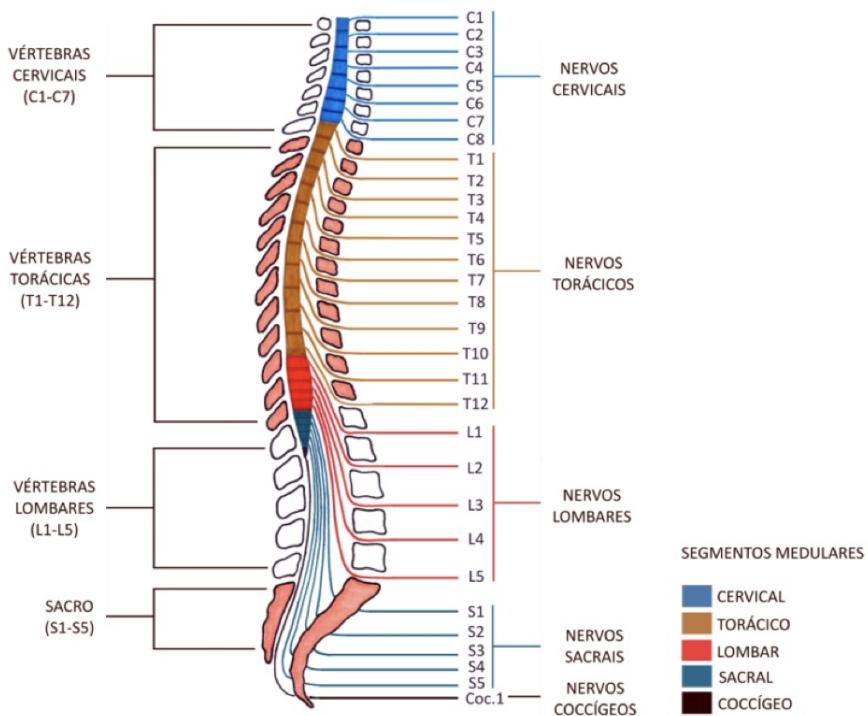
O alcance do limiar pelo neurônio depende da proporção entre o número de PEPS e PIPS. Ou seja, se um neurônio é bombardeado por um número igual de PEPS e PIPS, o limiar não será atingido e não será gerado um potencial de ação. Por outro lado, se o número de PEPS superar o de PIPS, o neurônio é movido rumo ao limiar e um potencial de ação pode ser gerado (POWERS; HOWLEY, 2000).

2.4 Medula Espinal

A medula espinhal corresponde a uma massa cilindroide de tecido nervoso situada dentro do canal vertebral. O canal vertebral se encontra na coluna vertebral, sendo o mesmo formado pelas paredes posterior do corpo vertebral e anterior do arco vertebral, e pela superposição de vários forames vertebrais. A coluna vertebral, por sua vez, é composta por 33 a 34 vértebras divididas em 7 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais e 4 ou 5 coccígeas (MOURÃO; MEJIA, s.d.; DEFINO, 1999).

A medula espinhal é dividida em segmentos e as raízes nervosas que emergem da medula no nível de cada segmento são designadas por algarismos que se referem ao nível de sua saída. No total são 31 pares de nervos espinhais: 8 cervicais (C1 - C8), 12 torácicos (T1 - T12), 5 lombares (L1 - L5), 5 sacrais (S1 a S5) e um coccígeo, conforme a Figura 6 (DEFINO, 1999).

Figura 6 – Ilustração da posição dos segmentos e nervos medulares em relação às vértebras



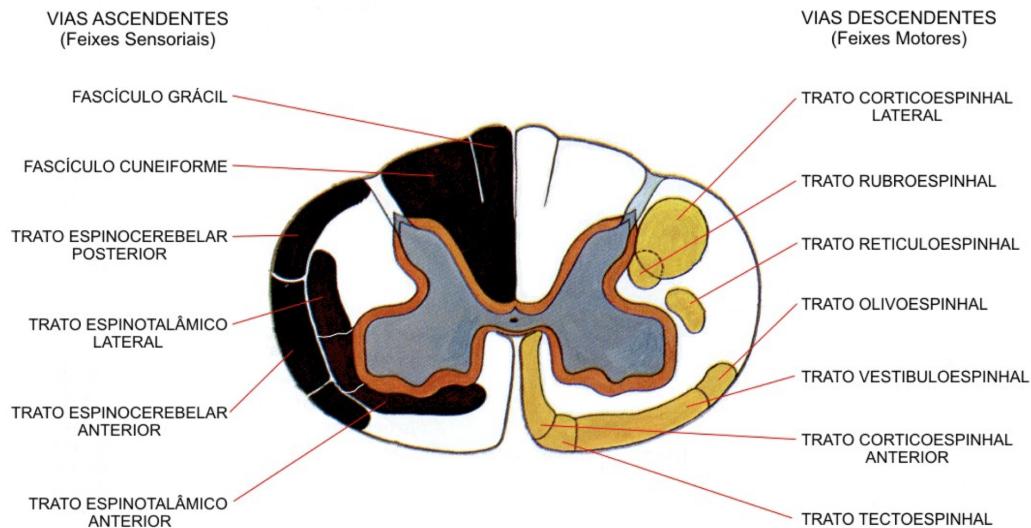
Fonte: Varoto (2010)

Nos adultos, a medula espinhal possui cerca de 45 cm e estende-se desde a altura entre o occipital e o atlas (C1) até a primeira ou segunda vértebra lombar. Em sua porção final, essa se afila formando o cone medular, do qual estende um filamento delicado (“*filum terminale*”) inserido próximo ao primeiro segmento coccígeo. Na parte baixa do canal vertebral, descendem as raízes dos nervos espinhais caudais que, juntamente ao “*filum terminale*”, formam a cauda equina, a qual possui início em T11 e termina em S3.

A medula espinhal é um grande condutor de impulsos nervosos sensitivos e motores entre o cérebro e as demais regiões do corpo. Cada raiz nervosa é responsável por receber informações sensitivas de áreas da pele denominadas dermatomos e de inervar um grupo de músculos denominados de miótomas.

Ao realizar um corte transversal da medula, é possível observar uma área em formato de “H” denominada substância cinzenta e o entorno da mesma que é conhecida como substância branca (Figura 7) (DEFINO, 1999).

Figura 7 – Representação do corte transversal da medula espinhal



Fonte: Varoto (2010)

A substância cinzenta, na qual a maioria dos corpos celulares de neurônios espinhais estão localizados, pode ser subdividida em cornos anterior, lateral e posterior. No anterior, estão localizados corpos celulares dos neurônios motores e visceromotores (afferentes). No posterior, neurônios sensitivos (eferentes). No corno lateral, os neurônios do sistema simpático. Para que se forme o nervo espinhal, juntam-se as fibras motoras e sensitivas dos cornos anterior e posterior, respectivamente.

A substância branca possui cinco tratos, vias nervosas ascendentes e descendentes que conduzem impulsos nervosos em direção ao cérebro e de várias partes do cérebro para o resto do corpo, mais importantes do ponto de vista clínico: tratos espinotálâmicos ventral e lateral-

média, espinocerebelar ventral e dorsal, fascículos grátil e cuneiforme, corticoespinhais lateral e ventral.

O trato espinotalâmico ventral transmite impulsos relacionados ao tato. Já o trato espinotalâmico lateral é responsável pela medição dos impulsos da sensibilidade dolorosa e da temperatura do lado contralateral. Clinicamente, é avaliado por beliscos na pele ou por meio de estímulos de objetos pontiagudos.

O trato espinocerebelar ventral e dorsal é responsável pela propriocepção, capacidade do corpo de avaliar em que posição se encontra, e condução de impulsos ao cerebelo por meio da medula espinhal.

Os fascículos grátil e cuneiforme conduzem impulsos proprioceptivos, provenientes de músculos, tendões e articulações, impulsos táteis; localização e discriminação, e sensações vibratórias.

Por fim, os tratos corticoespinhais lateral e ventral são as vias piramidais e transmitem o impulso motor para os motoneurônios do corno anterior por meio do trato corticoespinhal lateral e do trato corticoespinhal ventral. Além disso, controlam a força motora e são testados por meio da contração voluntária ou involuntária de músculos ([DEFINO, 1999](#)).

3 SISTEMA MOTOR

O sistema motor está diretamente associado à divisão eferente do sistema nervoso, que pode ser dividida em respostas viscerais e sinais neuroendócrinos, controlados pelos neurônios motores autonômicos e no movimento dos músculos esqueléticos, controlados pelos neurônios motores somáticos.

As respostas viscerais correspondem às ações dos músculos liso e cardíaco ou das glândulas exócrinas e endócrinas. Já os sinais neuroendócrinos são neuro-hormônios secretados no sangue por neurônios principalmente do hipotálamo e da medula da glândula suprarrenal. Ambas as respostas neuroendócrinas e viscerais são coordenadas principalmente no bulbo e no hipotálamo.

Por sua vez, o movimento dos músculos esqueléticos é controlado pela divisão motora somática, que engloba várias porções do SNC. Dentre os possíveis movimentos do músculo esquelético, tem-se os reflexos espinhais, que são mais simples, já que ocorrem a nível medular sem requisitos de integração no córtex. Ademais, tem-se os reflexos posturais, que permitem manter a posição corporal tanto em repouso quanto em movimento no espaço. Estes são processados no tronco encefálico e podem recorrer a informações sensoriais com origem na visão, no vestíbulo, nos músculos, tendões e articulações para refinar o processo. Outro movimento do músculo esquelético é o voluntário, que manifesta-se a partir de uma ideia e é originado no córtex motor primário e na área motora de associação, no lobo frontal do cérebro. Esse movimento necessita da coordenação entre o córtex cerebral, o cerebelo e os núcleos da base.

Um exemplo de movimento voluntário é a ação de pegar um copo em cima de uma mesa. Para isso, o processo neural inicia-se com a fase de planejamento do movimento, onde a intenção da execução é tomada na parte anterior do lobo frontal. O cerebelo e os núcleos da base regulam a atividade nos tratos dos chamados neurônios motores superiores, que se originam no córtex motor. O cerebelo contribui com ajustes posturais através de uma aferência sensorial de receptores periféricos. Já os núcleos da base, por sua vez, auxiliam as áreas do córtex motor no planejamento do movimento e também com informações ao tronco encefálico sobre postura e equilíbrio. Então, os tratos dos neurônios motores superiores entregam informações de movimento aos interneurônios espinhais e aos neurônios motores inferiores, localizados na medula espinhal ou tronco encefálico. Seguidamente, os neurônios motores inferiores transmitem sinais diretamente aos músculos esqueléticos, provocando contração das fibras musculares que movem o membro superior e os dedos do indivíduo. Para que o movimento seja executado da melhor forma possível, o cerebelo e os núcleos da base determinam parcialmente a contração muscular, pois suas ações resultam em excitação ou inibição dos neurônios motores. ([LUNDY-EKMAN, 2013; SILVERTHORN, 2017](#))

4 JUNÇÃO NEUROMUSCULAR E CONTRAÇÃO MUSCULAR

A junção neuromuscular trata-se do ponto de junção entre cada neurônio motor inferior e as células musculares. Nessa junção, a membrana celular sarcolema que circunda a fibra muscular é toda pregueada, formando uma estrutura conhecida como placa motora. Além disso, os músculos esqueléticos são inervados por nervos motores periféricos organizados em unidades funcionais chamadas de unidades motoras. Uma unidade motora consiste em um único neurônio motor e todas as fibras musculares que seus ramos de axônio inervam. Entretanto, as terminações do neurônio não estão fisicamente em contato com a fibra muscular, porque elas são separadas por uma fenda sináptica. (POWERS; HOWLEY, 2000; REED, 1997)

Para ocorrer a contração muscular, é necessária uma sequência de acontecimentos. A princípio, os potenciais de ação dos neurônios motores irradiam até as terminações nervosas. Em cada terminação, há muitas mitocôndrias que fornecem trifosfato de adenosina (ATP). Esse produto resultante é fonte de energia para síntese da acetilcolina que é um neurotransmissor excitatório. Desse modo, essa substância é secretada em pequena quantidade na fenda sináptica. Então, a acetilcolina liga-se aos receptores da placa motora e ocasiona o aumento da permeabilidade do sarcolema, permitindo a difusão de grande quantidade de íons sódio para o lado interno da membrana muscular. Esse processo resulta em uma despolarização local, que abre os canais de sódio, incitando o potencial de ação na membrana.

O potencial de ação dissemina-se pela membrana da fibra muscular da mesma forma que se difunde na membrana das fibras nervosas. Como efeito, o potencial de ação despolariza a membrana muscular e flui pelo centro da fibra muscular. Quando o potencial de ação atinge o retículo sarcoplasmático, grande quantidade de íons cálcio armazenados é liberada e difundida dentro do músculo. Esses íons ativam as forças atrativas entre dois tipos de proteína contrátil das miofibrilas, os filamentos proteicos das fibras musculares. Essas proteínas são a miosina e a actina, que se deslizam uma na outra. Como consequência, ocorre o encurtamento do músculo e desenvolvimento de tensão, constituindo o processo contrátil.

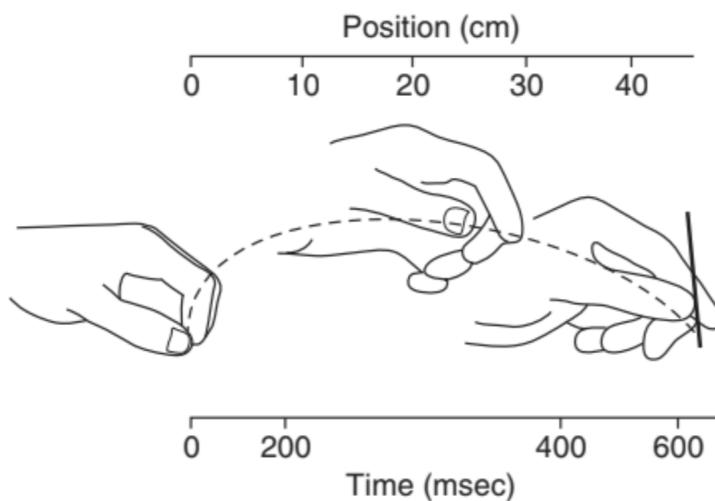
Esse ciclo de contração é interrompido quando os potenciais de ação cessam e os íons cálcio são bombeados de volta para o retículo sarcoplasmático pela bomba de íons de cálcio da membrana, onde permanecem armazenados até que novo potencial de ação muscular se inicie. (HALL, 2011; POWERS; HOWLEY, 2000)

5 MOVIMENTOS DE ALCANCE, PREENSÃO E MANIPULAÇÃO

As ações de alcance, preensão e manipulação, resultantes da movimentação dos membros superiores, são importantes para as AVD's, uma vez que fazem parte das habilidades motoras finas e das habilidades motoras grossas (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). Indivíduos com disfunções motoras nos membros superiores acabam por ter sua saúde e seu bem-estar comprometidos e, também, tornam-se parcialmente ou completamente dependentes em atividades sociais, pessoais e profissionais (VAROTO, 2010; Knorr et al., 2005; ALONSO, 2015). Assim, faz-se necessária a reabilitação para tais indivíduos de forma que sejam obtidas e mantidas funcionalidades ideais para interação com seu ambiente.

As movimentações dos membros superiores dependem da integração entre os sistemas sensorial, visual e motor. Dessa forma, é necessário para o bom funcionamento do membro superior: a localização do alvo (percepção visual decorrente da movimentação dos olhos e da cabeça), o alcance (transporte do braço e da mão no espaço), a preensão (pegar e soltar) e as habilidades manipuladoras manuais. Essas últimas etapas são ilustradas na Figura 8.

Figura 8 – Características da fase de alcance até a preensão



Fonte: Shumway-Cook e Woollacott (2000)

Para a realização do alcance, ocorrem estímulos sensoriais do sistema visual de forma que seja identificado o que deve ser alcançado. Se o objeto estiver em um campo visual central, a visualização do alvo ocorre apenas com a movimentação dos olhos. Porém, exige a coordenação dos olhos e da cabeça e, algumas vezes, do tronco, se estiver posicionado na periferia. As informações adquiridas pelo sistema visual se dividem em identificar o que está sendo alcançado, envolvendo a percepção e o reconhecimento do objeto, e a localização do objeto e dos sistemas

que envolvem a ação de manipular no espaço. Tais informações são processadas no cérebro de forma que um plano seja formado para atingir o objetivo. Esse plano é enviado ao córtex motor, para os músculos serem especificados, e ao cerebelo e aos gânglios basais, para que o movimento seja refinado (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000; ALONSO, 2015).

Para realizar um movimento de alcance normal, o braço se move para levantar a mão até o alvo. Nesse movimento, há rotação da escápula, movimento da cabeça do úmero, flexão e extensão do cotovelo e leve extensão do punho (40° - 45°) com desvio ulnar (15°). Juntamente, ocorre a ativação dos músculos estabilizadores da escápula, tórax e da cabeça do úmero, os quais são responsáveis pela mobilidade do ombro, cotovelo, punho e mão. A fim de ocorrer a movimentação do braço, o movimento do tronco também tem sua contribuição, porém com menor interferência quando sentado (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000).

A preensão depende da localização, do tamanho e do formato do objeto a ser pego, além da intenção da atividade. A intenção da atividade classifica a preensão humana como de força ou precisão. A primeira corresponde ao objetivo de transmissão de força para o objeto quando os coxins do dedo e do polegar são direcionados para a palma. No outro caso, a finalidade é a precisão, dessa forma as forças são direcionadas entre o polegar e os dedos. Os dois casos são utilizados na habilidade de manipulação (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000; KAMAKURA et al., 1980).

Para haver a preensão, a mão deve ser adaptada ao formato, ao tamanho e ao uso do objeto e, além disso, os movimentos dos dedos devem ser sincronizados para que fechem no momento correto. Durante o alcance, o formato da mão vai se moldando ao objeto, de forma que a abertura da mão seja proporcional ao alvo (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000).

No caso da preensão cilíndrica, é utilizada a palma da mão, flexão dos dedos e oponência do polegar para pegar o alvo. Ao atingir o alvo, inicia-se o contato total dos dedos com o objeto a ser levantado. Dessa forma, as forças de pegada e de carga aumentam e, no caso de superarem o peso do alvo, o objeto é levantado. Para manipulação do objeto em direção à boca, há flexão do cotovelo, ligeira extensão do punho e desvio radial, com flexão dos dedos e oponência do polegar (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000; ALONSO, 2015).

6 LESÃO MEDULAR

A lesão medular gera interrupções na condução de sinais sensoriais e motores ao longo das zonas lesionadas (JR. et al., 1997). As interrupções formadas podem resultar em consequências físicas e emocionais consideráveis para a vida do indivíduo. Paralisia, sensação alterada e fraqueza em partes do corpo inervadas por áreas abaixo da região lesionada quase sempre ocorrem. Ainda, pessoas com lesões medulares podem apresentar comprometimento nas funções da bexiga e do intestino, dor, mudanças nas funções sexuais e gastrointestinais, nas habilidades de engolir e respirar, na pressão sanguínea e na regulação de temperatura. Numerosas complicações secundárias ainda são possíveis e a recuperação e/ou tratamento podem ser longos até que a pessoa possa retornar integralmente a participação na comunidade (ENG; MILLER et al., 2006).

As lesões medulares são classificadas como traumáticas e não traumáticas. A traumática considera causas como acidentes de carro, quedas, traumas por arma de fogo, acidentes relacionados a esporte, entre outros. As não traumáticas são resultantes de doença ou influência patológica, como disfunções vasculares, malformações, doenças neurológicas e hérnias de disco. As lesões traumáticas são as mais numerosas, porém, o número exato da proporção comparada às lesões não traumáticas é de difícil obtenção, uma vez que o registro de lesões não traumáticas é inconsistente (ENG; MILLER et al., 2006).

As lesões medulares são classificadas, também, em categorias funcionais: tetraplegia e paraplegia.

O primeiro termo se refere a diminuição ou perda das funções motoras e/ou sensoriais devido a lesão nos segmentos cervicais (C1 a C8) da medula espinhal. A tetraplegia resulta em perda das funções dos membros superiores, assim como do tronco, dos membros inferiores e dos órgãos pélvicos. Não são incluídas lesões do plexo braquial ou lesão dos nervos periféricos fora do canal neural (JR. et al., 1997). De forma mais específica, tem-se as seguintes características funcionais preservadas:

Níveis C1 a C3 - inervação dos músculos esternocleidomastoide, trapézio superior e elevador da escápula preservada de forma a permitir o controle cefálico. Porém, há necessidade de respirador, pois o diafragma é comprometido;

Nível C4 - diafragma e trapézio com funções preservadas, resultando em não precisar de assistência respiratória;

Nível C5 - musculatura deltoide e/ou bíceps preservadas. Dessa forma, esses pacientes podem rotacionar e abduzir o ombro internamente, o que causa pronação do antebraço por gravidade. A flexão de pulso é produzida de modo semelhante. Ainda, é possível rotacionar o ombro externamente e causar supinação e extensão do punho; e fletir o cotovelo, mas a extensão só ocorre por gravidade, ou pela abdução horizontal do ombro e inércia, ou ainda por rotação

externa do ombro;

Nível C6 - preservação da musculatura que permite movimentação da maior parte do ombro, flexão do cotovelo, porém não a extensão, e extensão ativa do punho, permitindo a tenodese (prensão passiva, obtida pela extensão do punho, devido ao comprimento limitado dos flexores de dedos), a oposição do dedo polegar ao indicador e flexão dos dedos;

Nível C7 - funcionalidade do músculo tríceps braquial preservada, possibilitando a extensão ativa do cotovelo;

Nível C8 - nível mais baixo da tetraplegia, apresenta músculo flexor comum profundo dos dedos preservado, permitindo a realização de preensão ([VAROTO, 2010](#)).

A paraplegia, por sua vez, refere-se a redução ou perda das funções sensoriais e/ou motoras das regiões espinhais torácica, lombar e sacral, mas não cervical. Na paraplegia, o funcionamento dos membros superiores é preservado, porém, dependendo do nível da lesão, o troco, as pernas e os órgãos pélvicos são envolvidos. O termo é usado para se referir a lesões da cauda equina e do cone medular, mas não a lesões do plexo lombossacral ou lesões de nervos periféricos fora do canal neural.

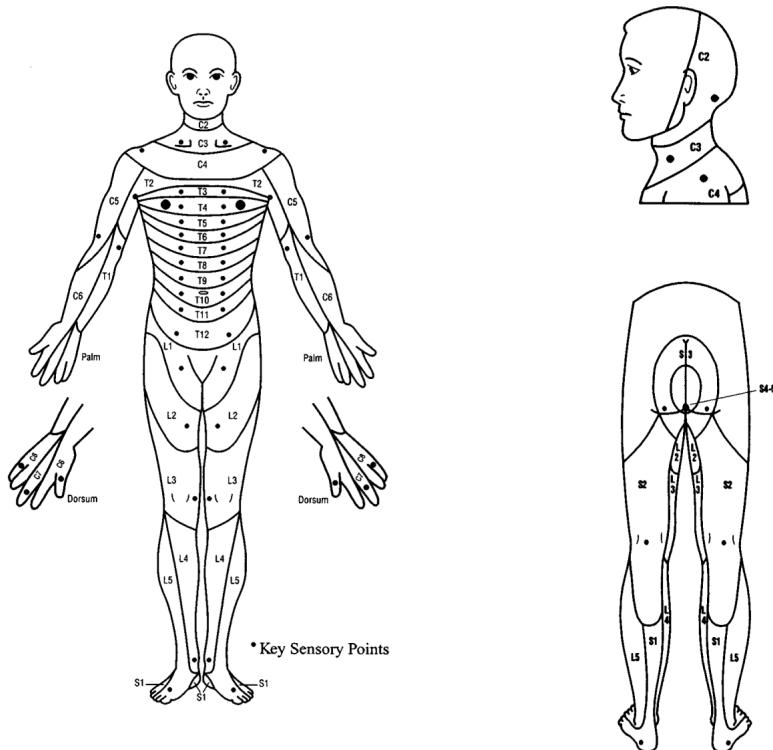
Ao examinar sistematicamente os dermatomos e miótomas, áreas da pele onde são encontrados os nervos sensitivos e motores, respectivamente, é possível determinar os segmentos da medula lesionados e, também, medir a severidade dos danos neurológicos, ou seja, os níveis neurológico, sensorial e motor de cada lado do corpo. Nível neurológico se refere ao segmento mais caudal da medula espinhal com funções sensoriais e motoras preservados em ambos lados do corpo. Nível sensorial é usado para se referir ao segmento mais caudal da medula espinhal com funções sensoriais preservadas em ambos lados do corpo. Já o nível motor, de forma similar, diz respeito a função motora. Esses “níveis” são determinados pela exame neurológica de pontos sensoriais em cada um dos 28 dermatomos bilaterais e em músculos juntamente a cada um dos 10 miótomas bilaterais. O exame neurológico ao qual se refere é padronizado de acordo com a *American Spinal Cord Association* (ASIA).

No exame sensorial, realiza-se o toque leve (algodão) e o toque de agulha para estimular cada um dos 28 dermatomos. Tais toques são avaliados de maneira individual pela escala de três pontos, na qual 0 = sensibilidade inexistente, 1 = sensibilidade parcial ou alterada, 2 = sensibilidade normal e NT = não testável.

Assim como observado na Figura 9, os seguintes pontos são testados bilateralmente para sensibilidade: C2 - protuberância occipital, C3 - fossa supraclavicular, C4 - articulação acromioclavicular, C5 - porção lateral da fossa antecubital, C6 - polegar, C7 - dedo médio, C8 - dedo mínimo, T1 - face ulnar na fossa antecubital, T2 - ápice da axila, T3 - terceiro espaço intercostal, T4 - quarto espaço intercostal, T5 - quinto espaço intercostal (ponto médio entre T4 e T6), T6 - sexto espaço intercostal (ponto médio entre T5 e T7), T7 - sétimo espaço intercostal (ponto médio entre T6 e T8), T8 - oitavo espaço intercostal (ponto médio entre T7 e T9), T9 -

nono espaço intercostal (ponto médio entre T8 e T10), T10 - décimo espaço intercostal (umbigo), T11 - décimo primeiro espaço intercostal (ponto médio entre T10 e T12), T12 - ligamento inguinal (ponto médio), L1 ponto médio entre T12 e L2, L2 - parte média da porção anterior da coxa, L3 - côndilo femoral medial, L4 - maléolo medial, L5 - dorso do pé na terceira articulação metatarsofalangeana, S1 - face lateral do calcanhar, S2 - linha média da fossa poplítea, S3 - tuberosidade isquiática e S4-S5 - região perianal. Além disso, o esfíncter anal externo deve ser examinado por meio do toque retal, necessário para determinar se a lesão é completa ou incompleta.

Figura 9 – Pontos-chave de sensibilidade



Fonte: Jr. et al. (1997)

No exame motor, cada músculo é examinado em uma sequência craniocaudal. A força de cada músculo é avaliada em uma escala de seis pontos, na qual 0 = paralisia total, 1 = contração palpável ou visível, 2 = movimento ativo, amplitude total do movimento com gravidade eliminada, 3 = movimento ativo, amplitude total do movimento contra gravidade, 4 = movimento ativo, amplitude total do movimento contra resistência moderada, 5 = movimento ativo, amplitude total do movimento contra resistência total e NT = não testável.

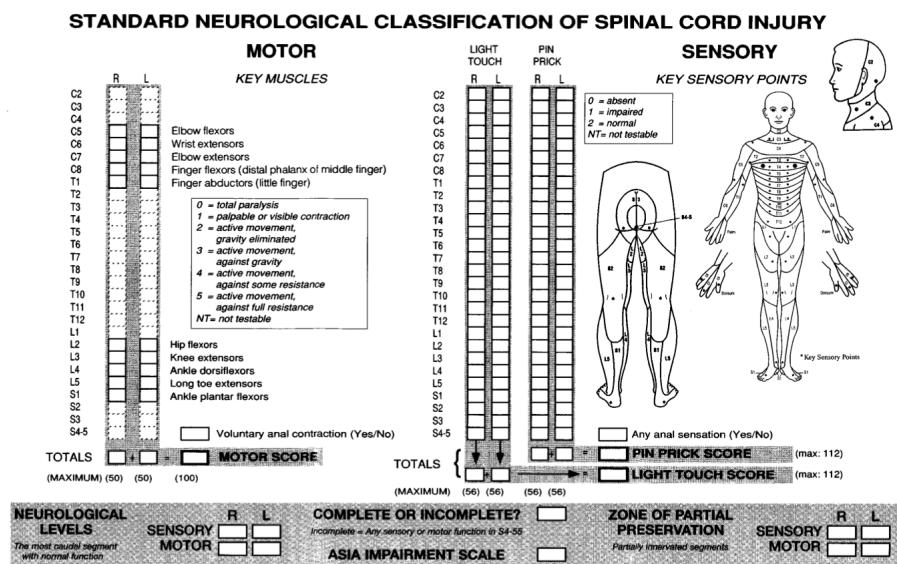
Os seguintes músculos são examinados bilateralmente e avaliados segundo a escala explicada acima: C5 - flexores de punho (m. bíceps e m. braquial), C6 - extensores de punho (m. extensor longo do carpo e m. extensor curto do carpo), C7 - extensores de cotovelo (m. tríceps), C8 - flexores dos dedos até o dedo médio (m. flexores profundos dos dedos) T1 -

abdutores do dedo mínimo (m. abdutor do dedo mínimo), L2 - flexores do quadril (m. ileopsoas), L3 - extensores de joelho (m. quadríceps), L4 - dorsiflexores do tornozelo (m. tibial anterior), L5 - extensores longos dos dedos (m. - extensor longo do hálux) e S1 - flexores plantares do tornozelo (m. sóleo e m. gastrocnêmio). De forma semelhante ao exame sensitivo, o esfíncter anal externo deve ser avaliado com o intuito de classificar a lesão como completa ou incompleta. Essa avaliação é baseada nas contrações ao redor do dedo do examinador, após estimulação via toque retal. A escolha dos músculos se deu pelas suas consistências em serem inervados pelos segmentos indicados e por eles serem de fácil teste em situações clínicas, onde testar em qualquer posição que não seja a supina seja contraindicado. Para miótonos C1-C4, T2-L1 e S2-S5, que não são testáveis clinicamente pelo exame manual dos músculos, o nível motor é considerado o mesmo do nível sensorial.

A seguinte escala é usada para avaliar graus de lesões medulares segundo a ASIA: A - lesão completa, sem funções sensoriais e motoras preservadas nos segmentos sacrais S4-S5; B - lesão incompleta, funções sensoriais, porém não motoras, preservadas abaixo do nível neurológico e inclui segmentos sacrais S4-S5; C - lesão incompleta, função motora preservada abaixo do nível neurológico, e mais da metade dos músculos chave abaixo do nível neurológico tem avaliação motora menor que 3; D - lesão incompleta, função motora preservada abaixo do nível neurológico, e, ao menos, metade dos músculos chave abaixo do nível neurológico tem avaliação motora maior ou igual a 3; E - normal, funções sensorial e motora normais.

Os resultados dos exames sensitivo e motor são compilados em um sumário, como mostrado na Figura 10 (JR. et al., 1997).

Figura 10 – Sumário para classificação neurológica da lesão medular de acordo com a classificação da ASIA



Fonte: Jr. et al. (1997)

O exame padronizado é fundamental para quantificação das disfunções motoras e sensitivas dos pacientes, permitindo uma melhor escolha com relação às terapias e aos processos de reabilitação, assim como melhor avaliação posterior dos resultados desses procedimentos ([VAROTO, 2010](#)).

7 REABILITAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES DE INDIVÍDUOS COM TETRA-PLEGIA

A reconquista de habilidades motoras que foram perdidas por meio de lesão devem ser uma prioridade chave. Para isso, é realizada a reabilitação, definida, segundo a OMS, como um processo progressivo, dinâmico e com metas definidas, que busca identificar e alcançar os melhores níveis funcionais físico e psicológico para o indivíduo com deficiência. A meta dos serviços e programas de reabilitação é minimizar o impacto da dor e das perdas físicas e psicológicas e prover aos pacientes as condições para participar de trabalhos e atividades cotidianas, melhorando a qualidade de vida ([VAROTO, 2010](#); [ALONSO, 2015](#)).

Nesse processo, são envolvidos profissionais e uma série de serviços especializados durante um período extenso. Ainda, o paciente é estimulado a recuperar e aprender novas habilidades para alcançar maior independência nas tarefas diárias.

Terapia Ocupacional e Fisioterapia são consideradas terapias convencionais e buscam a reabilitação por meio da movimentação passiva/ativa e do exercício resistido envolvendo os membros afetados. Ainda, a utilização de órteses e a realização de cirurgias também são técnicas convencionais de reabilitação, porém com o envolvimento de dispositivos médicos externos e intervenções manuais ou instrumentais no corpo do paciente, respectivamente.

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM), por sua vez, corresponde a uma terapia não convencional. Essa é utilizada para reestabelecer artificialmente funções motoras, principalmente no treinamento dos movimentos de preensão e marcha. Além da Terapia Ocupacional e da Fisioterapia, a EENM é a técnica mais utilizada para melhorar a função motora de lesados medulares ([VAROTO, 2010](#)).

Para indivíduos com tetraplegia, a capacidade funcional depende da força e da atividade muscular presentes nos membros superiores. Dessa forma, deve-se reforçar os músculos que possuem inervação após a lesão medular, que perderam a função ou a força, para que seja possível a geração de força suficiente para executarem as AVD's.

Treinamentos com exercícios resistidos e com prática massiva e repetitiva são utilizados visando a melhora funcional e a aprendizagem ou reaprendizagem de habilidades essenciais para executar as AVD's.

O treinamento com exercícios resistidos, no qual é gerada uma contração muscular resistida por força externa, é considerado ativo. Nesse treinamento, busca-se o aumento de força muscular, resistência à fadiga e a potência e elaboração de recrutamentos de diferentes tipos de fibras musculares. Para que ocorra o fortalecimento de um músculo, faz-se necessária a contração do mesmo contra uma carga, aumentando seu nível de tensão para recrutar maiores quantidades de fibras e gerar hipertrofia. Já para a melhoria da potência, pode ocorrer pelo aumento do

trabalho de um músculo em relação a um determinado período de tempo ou pela redução do mesmo para produzir uma força específica. Por fim, a resistência à fadiga é desenvolvida pela repetição de exercícios frente a uma resistência leve.

Se a medula espinhal for exposta a uma tarefa motora específica e repetitiva, é possível que ocorram alterações significativas nas transmissões sensório-motoras. Por isso, o programa motor deve ser praticado com uma frequência suficiente para que o sistema nervoso central aprenda o padrão completo do movimento. Esse é muito utilizado em terapias que envolvem organização cortical, pois o mesmo influência na formação de novas sinapses e na produção de substâncias neuroquímicas.

Para o treinamento ou retreinamento do controle de membros superiores, o início é marcado com estratégias terapêuticas para facilitar o movimento do paciente. A utilização de objetos alvos direcionados a uma tarefa é amplamente utilizada por sua eficácia. Os alvos variam de acordo com a tarefa e com a função de preensão do indivíduo, mas, conforme a melhora, as complexidades do objeto e da tarefa devem ser aumentadas.

Conforme as etapas de alcance, preensão e manipulação da movimentação dos membros superiores, tem-se alguns períodos do treinamento. O treino ou retreino da preensão foca no estabelecimento da pegada de força. Já a reconquista da manipulação, foca a reeducação sensorial e o fortalecimento dos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão. O alcance também é presente no processo enquanto transporte do braço e da mão no espaço.

Na preensão, inicia-se com o estabelecimento da pegada de força e é continuada por meio da progressão para pegadas mais precisas. Na pegada de força, há flexão simultânea dos dedos com oponência do polegar, permitindo uma preensão cilíndrica do objeto. Esse formato de objeto é preferido para iniciar o treinamento, pois facilita a modelagem da mão. A progressão para a pegada de pinça e para o pinçamento lateral acontece quando a pessoa conquista a movimentação isolada de todos os dedos e do polegar. Além disso, a recuperação de uma pegada eficaz não deve focar somente no controle dos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão, deve também se atentar a capacidade de distinguir as informações perceptivas para a configuração antecipatória da mão e classificar o nível de força necessária para prender adequadamente o alvo. Ou seja, frente a diminuição ou perda da sensibilidade nas mãos, o paciente deve ser capaz de perceber se algo está escorregando de suas mãos para, automaticamente, aumentar a força de preensão e segurá-lo mais firmemente. Tal reação envolve a comunicação com os receptores do cérebro e o controle voluntário dos músculos envolvidos na preensão ([ALONSO, 2015](#)).

8 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EENM)

Corrente elétrica é um fluxo direcionado de partículas carregadas em algum meio condutor. Numa fiação doméstica, por exemplo, as partículas carregadas são elétrons percorrendo fios de cobre. Similarmente, no corpo humano, correntes elétricas também podem ocorrer naturalmente, mas as partículas carregadas são íons. Isso acontece porque o corpo humano é um volume cheio de água salgada e, portanto, comporta-se como condutor.

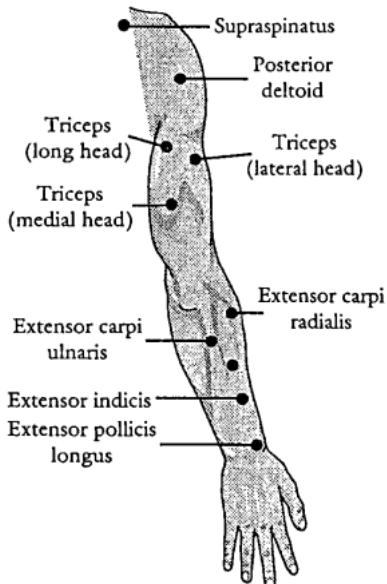
Outro meio de condução são os nervos, que são tecidos especializados e excitáveis, projetados para transportar ondas de fluxos de íons na forma de potenciais de ação. Como visto nas seções anteriores, os potenciais de ação são ondas autopropagadas de despolarização. Desse modo, eles são as correntes pelas quais os impulsos são transmitidos dentro dos sistemas nervosos central e periférico.

Consequentemente, é possível provocar contrações involuntárias de músculos esqueléticos inervados aplicando corrente elétrica na pele sobre os músculos esqueléticos. A corrente elétrica ativa unidades motoras induzindo potenciais de ação no nervo motor. Essa ativação sempre ocorre por meio do nervo motor, e não pelos músculos, porque os nervos são muito mais excitáveis. Esse procedimento é chamado de estimulação elétrica neuromuscular (EENM) e tem como pré-requisito um nervo motor intacto para ativar um músculo.

Cada circuito da EENM requer dois eletrodos. Os eletrodos fornecem uma interface entre o estimulador elétrico e o paciente através de um meio de acoplamento que aumenta a condutividade da pele. A corrente do estimulador entra em um eletrodo e sai no outro, onde retorna para o estimulador, fechando o circuito. O fluxo de elétrons do estimulador é convertido em fluxo de íons no nervo motor e, se o estímulo for adequado para despolarizar o nervo até seu limite, o resultado é um potencial de ação. Um potencial de ação pode ser gerado para cada estímulo elétrico até uma frequência máxima definida pelo período refratário do nervo. Os potenciais de ação percorrem o neurônio até a placa motora, onde o retículo sarcoplasmático se torna despolarizado e, como resultado, os íons de cálcio são liberados, permitindo o ciclo de pontes cruzadas entre os filamentos de actina e miosina do músculo. O ciclo da ponte cruzada resulta na sobreposição dos filamentos deslizantes, provocando o encurtamento do músculo.

Os músculos esqueléticos têm pontos motores característicos que podem ser ativados mais facilmente por uma corrente elétrica aplicada. O ponto motor geralmente está localizado na parte proximal do ventre muscular, próximo à área onde o nervo motor entra no músculo. A localização exata dos pontos motores, entretanto, varia de pessoa para pessoa. A Figura 11 mostra a localização aproximada dos pontos motores no braço.

Figura 11 – Exemplo de localização dos pontos motores no membro superior



Fonte: Reed (1997)

Durante a estimulação de um músculo-alvo, podem haver contrações em outros músculos. Por exemplo, a estimulação dos músculos extensores do punho pode ativar os músculos extensores ou flexores dos dedos simultaneamente. Isso porque a corrente elétrica segue o caminho de menor impedância e, portanto, pode se “espalhar” causando contrações em outros músculos. Para evitar esse problema, são necessários pequenos eletrodos, especialmente nas extremidades superiores, onde existem muitos músculos menores. Já nas extremidades inferiores, onde os músculos são maiores, a propagação de corrente torna-se menos problemática, então, eletrodos maiores podem ser utilizados para ativar o máximo número possível de unidades motoras.

A frequência de estímulo, a intensidade, o ciclo *on/off* e a inclinação da rampa são parâmetros que podem ser alterados na EENM para produzir estímulos diferentes. Além desses parâmetros, diferentes formas de onda podem ser aplicadas, como as monofásicas (polaridade única), as bifásicas (polaridade alternada) e as pulsadas (pulsos de corrente isolados entre os quais não há corrente). Para escolher a forma de onda adequada para a EENM deve-se levar em consideração o tipo de músculo que pretende-se ativar. As formas de onda com correntes pulsadas são mais úteis para ativar músculos pequenos como os das partes superiores do corpo. Já nas partes inferiores, onde há mais gordura subcutânea, a impedância adicional ao fluxo de corrente pulsada pode causar um desconforto no indivíduo, impedindo que sejam atingidas intensidades altas o suficiente para induzir uma forte contração. Dessa forma, uma solução são as ondas bifásicas de média frequência (2 a 10 kHz) seguidas de intervalos periódicos sem corrente.

Os requisitos da EENM para qualquer forma de onda são: o “balanceamento” da corrente em termos da sua polaridade (sem acumulação de carga líquida) no caso das bifásicas, e duração

de pulso extremamente curta nas monofásicas para evitar queimaduras que ocorreriam devido às reações eletroquímicas. Ademais, deve-se haver carga suficiente na forma de onda para despolarizar o nervo motor até seu limite de potencial de ação, o que pode ser realizado com várias combinações de duração e intensidade de pulso (ou fase).

Uma vez atingido o limite do nervo motor, cada pulso elétrico induzirá um único potencial de ação. Esse potencial percorrerá o axônio do nervo motor e produzirá uma breve contração conhecida como “*twitch*”. Se um trem de potenciais de ação em rápida sucessão forem eletricamente induzidos, resultarão em uma série correspondente de contrações musculares no músculo-alvo. Então, uma frequência de 30 a 50 pulsos por segundo produzirá uma contração suave. Se a frequência for maior que isso, produzirá mais força, mas também fará com que o músculo seja fatigado mais rapidamente. Similarmente, frequências mais baixas que essa referência produzirão menos fadiga muscular, porém serão menos vigorosas.

O processo que resulta na fadiga ocorre porque todas as unidades motoras envolvidas são recrutadas concomitantemente e na ordem inversa do recrutamento fisiológico. Fisiologicamente, as unidades motoras são recrutadas de forma assíncrona, com as unidades motoras menores primeiro, depois as maiores, de acordo com a quantidade de força necessária. Isso permite que as unidades motoras descansem entre os disparos e fornece um controle acurado do movimento. Em contraste, a estimulação elétrica recruta grandes unidades motoras primeiro e concomitantemente. As unidades motoras menores podem ser recrutadas com o aumento da intensidade de estimulação. Como as unidades motoras maiores têm principalmente fibras musculares do tipo II, elas são capazes de gerar altas forças rapidamente, mas são relativamente fatigáveis. Assim, as contrações induzidas eletricamente serão abruptas e exibirão fadiga (diminuindo a produção de força ao longo do tempo). ([REED, 1997](#))

9 PROTOCOLO DE REABILITAÇÃO

O protocolo de reabilitação, para o qual visa-se a utilização do copo instrumentalizado, possui como movimentos funcionais e repetitivos o alcance do objeto cilíndrico, a elevação do mesmo na direção da boca e o retorno do mesmo a posição inicial. Dessa forma, o cilindro fica posicionado à frente do tronco do participante, no centro de um suporte de madeira fixado nos braços da cadeira de rodas e a uma distância que seja possível alcançá-lo sem compensações, conforme a Figura 12.

Figura 12 – Protocolo de reabilitação proposto



Fonte: Alonso (2015)

O objetivo do protocolo é a reabilitação de necessidades funcionais como a preensão cilíndrica, manipulação de objetos, transferências, alívio da pressão e propulsão da cadeira de rodas.

Também é utilizada a EENM nesse protocolo para estimular os músculos tríceps brânquial, extensor comum dos dedos, flexor superficial dos dedos e oponente do polegar. As ações e efeitos da EENM auxiliam na assistência e na realização dos movimentos e no tratamento dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia (ALONSO, 2015).

10 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA CINEMÁTICA DO MOVIMENTO

10.1 Escalas

As escalas subjetivas surgiram da necessidade de medir de forma precisa as mudanças motoras observadas em pacientes sob protocolos de reabilitação (FERRARO et al., 2002). Essas escalas avaliam o paciente pela incapacidade funcional, informações sobre a qualidade ou a melhora da função do indivíduo, ou pelo comprometimento motor, informações sobre o nível de recuperação motora do paciente (CACHO; MELO; OLIVEIRA, 2004). Entre as avaliações existentes estão o Teste de Habilidade Motora do Membro Superior (AMAT) e o Protocolo de Desempenho Físico de Fugl-Meyer.

O AMAT é um exemplo de instrumento que avalia o nível de incapacidade funcional. Essa escala foi desenvolvida com a finalidade de mensurar aspectos quantitativos e qualitativos das AVD's envolvendo o membro superior. O teste é composto por 13 tarefas que reproduzem atividades cotidianas. As tarefas do teste são avaliadas sob a perspectiva da habilidade funcional (capacidade de executar uma meta) e a qualidade de movimento (quão bem o movimento foi executado) por uma escada de 0 a 5: habilidade funcional – onde 0 = não tem, 1 = muito pouco, 2 = pouco, 3 = moderado, 4 = quase normal e 5 = normal; e qualidade do movimento - 0 = não tem, 1 = muito pobre, 2 = pobre, 3 = moderado, 4 = quase normal e 5 = normal (MORLIN et al., 2006).

O Protocolo de Desempenho Físico de Fugl-Meyer refere-se ao comprometimento motor do paciente. Tal escala possui a finalidade de estabelecer medidas fisicométricas padronizadas e objetivas que auxiliem a intervenção terapêutica, prognóstico e resultados da reabilitação de pacientes. A avaliação do comprometimento motor é realizada através de princípios ontogênicos da recuperação motora. São consideradas cinco dimensões do comprometimento: amplitude de movimento articular, dor, sensibilidade, comprometimento motor da extremidade superior e inferior, e equilíbrio. Os dados são registrados em uma escala ordinal de 3 (0 = nenhuma performance; 2 = performance completa) aplicada para cada item (CACHO; MELO; OLIVEIRA, 2004).

10.2 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) registra o sinal elétrico emanado do músculo durante a contração. (VAROTO, 2010) Ou seja, ele permite registrar a atividade muscular durante a realização da reabilitação. A EMG pode ser invasiva ou de superfície (EMGS). Quando invasiva, um eletrodo em formato de agulha é inserido no músculo e o mesmo é capaz de receber informações sobre a atividade muscular dentro de um raio de 1 mm (MILLS, 2005). Já a EMGS, avalia apenas os músculos superficiais por meio de eletrodos de superfície, mas tem sido muito utilizada em

pesquisas e nas clínicas por ser não invasiva e ainda ser capaz de detectar o comportamento motor, o tempo de ativação e a magnitude do sinal mioelétrico (ALONSO, 2015).

Os sinais mioelétricos podem sofrer diversas interferências, como o tipo de pele, a temperatura corporal, sinais provenientes de músculos adjacentes, linhas e equipamentos elétricos, o tipo e a qualidade tanto do eletrodo quanto do amplificador interno, entre outros. Por isso, é necessária a preparação adequada do ambiente de coleta e da pele para proporcionar a redução ou eliminação dos ruídos indesejáveis (ALONSO, 2015).

10.3 Sistema de análise de movimento 3D

Os sistemas de análise de movimento 3D utilizam câmeras de tempo de voo (ToF) para mapear a profundidade e estrutura 3D de objetos por meio da reflexão de um sinal de luz no mesmo. Esse sistema permite a captura rápida de imagens, porém pode ser limitado pela resolução, interferência e a luz do ambiente (SCALLON; HEEST, 2016). Por meio deste sistema, é possível obter dados como velocidade, tempo de movimento, curvatura, trajetória, entre outros. Apesar de fornecer diversos dados, ser confiável e preciso, o sistema de análise de movimento 3D é caro e isso se torna um limitante para muitos laboratórios de pesquisa e clínicas com relação a sua obtenção.

10.4 Sensores

Sensores como unidades de medida inercial (IMU), giroscópios e acelerômetros têm sido amplamente utilizados na monitoração de movimentos. Todo o processo de aquisição e avaliação, nesse caso, é baseado na criação e comparação de gráficos representando tendências de aceleração e rotação. O reconhecimento de padrões em movimentos realizados por pessoas sem disfunções motoras é a base para a comparação e avaliação de pacientes com determinadas patologias estudadas (FENU; STERI, 2010).

Giroscópios são instrumentos cuja função é medir velocidade angular. A aquisição de dados pode ocorrer por meios mecânicos, semicondutores e ópticos, porém o funcionamento dos mesmos se baseia na presença de uma massa interna sensível a mudanças de velocidade. Através das Leis de Newton e do Efeito Coriolis, são formados os dados obtidos por meio dos sensores (LI; XIAO; FEI, 2015). Geralmente utilizados em sistemas de navegação, os giroscópios MEMS (*microelectromechanical systems*) mais comuns na literatura são diapasão (*tuning-fork*), rodas osciladoras, pêndulos de Foucault e ressonador *Wine Glass* (BERNSTEIN et al., 2003).

Os sensores de aceleração, conhecidos como acelerômetros, fornecem dados proporcionais à aceleração, vibração ou choque do objeto a ser estudado. Esses podem utilizar diversas tecnologias, dentre elas, os elementos piezoeletricos, piezoresistivos, capacitivos e os MEMS, que correspondem a acelerômetros integrados. Apesar das diversas tecnologias, o princípio de funcionamento dos acelerômetros é o mesmo: uma massa inercial que conforme submetida a

uma aceleração produz força. No setor industrial, tais sensores são utilizados, principalmente, na detecção de vibração em sistemas mecânicos. Já na área de saúde, para caracterizar a inclinação de membros, aceleração e vibração ocupacional (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2000).

Sensores magnéticos (magnetômetros) são amplamente utilizados para a medição precisa dos movimentos do corpo. Esses são baseados no Efeito Hall, que consiste na geração de impedância e resistência magnéticas a partir da interação entre dois portadores eletrônicos e um campo magnético externo. Em metais, esses portadores são os elétrons (TAMURA, 2014). Os magnetômetros são classificados entre capazes de medir o campo magnético total ou as componentes do mesmo (LENZ; EDELSTEIN, 2006). Para sistemas *Attitude Heading Reference System* (AHRS), o segundo tipo é mais importante, uma vez que esses sensores servem para medir a orientação do campo magnético da Terra atuando de forma similar a uma bússola (SILVA, 2020).

Sensores inerciais são capazes de medir em um, dois ou três eixos. Para as aplicações relacionadas a medição de movimentos do corpo humano, são utilizados os 3D, ou seja, aqueles sensíveis em três eixos. Além desta característica, há o método de comunicação utilizado pelo sensor. Sensores analógicos convertem o sinal analógico para digital através de conversores AD (analogico para digital). Para esses sensores, quanto maior o número de bits do conversor, melhor será a leitura. Enquanto isso, sensores digitais devem possuir conversores AD com um grande número de bits para maior resolução. Além de possuir protocolo capaz de transmitir a informação, sendo os mais conhecidos o protocolo de comunicação *Inter-Integrated Circuit* (I^2C) e o *Serial Peripheral Interface* (SPI) (SILVA, 2020).

O protocolo de comunicação I^2C é uma interface bidirecional padrão síncrona utilizada para a comunicação entre controlador, ou controladores, e dispositivos utilizando apenas dois fios, um para o sinal de clock e outro para o sinal de dados, sendo essa a principal vantagem desse barramento. Nesse protocolo, cada dispositivo no barramento de comunicação deve possuir seu endereço específico para que ocorra a diferenciação entre os dispositivos presentes em um mesmo barramento. Assim como tais dispositivos não devem transmitir dados a menos que o controlador tenha solicitado. Dessa forma, tais dispositivos requerem configurações do controlador para que sejam inicializados e seus comportamentos sejam determinados (VALDEZ; BECKER, 2018).

Por sua vez, o SPI consiste em uma comunicação serial síncrona que necessita de quatro fios a mais do que o número de dispositivos para que ocorra a comunicação *full-duplex*, ou seja, comunicação de controlador para dispositivo e de dispositivo para controlador ao mesmo tempo (SAPARON et al., 2012).

10.5 Sistemas AHRS (*Attitude Heading Reference System*)

Sistemas AHRS consistem do rastreamento de posição e orientação inerciais por meio de acelerômetros, giroscópios, magnetômetros e microcontroladores. Suas principais utilizações são

mensuração do ângulo de guinagem, arfagem e rolagem de veículos aéreos. Essa tecnologia tem sido explorada para aplicação em técnicas de rastreamento dos movimentos do corpo humano, para isso, são necessários filtros e arquiteturas específicas para o tratamento dos dados ([SILVA, 2020](#)).

11 PROCESSAMENTO DE DADOS OBTIDOS POR SENSORES INERCIAIS

11.1 Quatérnios

Quatérnios fazem parte de um campo numérico que contém números reais e complexos como casos particulares e, na sua forma mais geral, possui uma multiplicação não comutativa, ou seja, o resultado da multiplicação depende da ordem dos elementos. A álgebra criada por William Rowan Hamilton, grande matemático, físico, astrólogo irlandês, em 1843 visava um sistema numérico útil para o estudo de vetores e rotações no espaço tridimensional de forma parecida aos números complexos e vetores no espaço bidimensional (BOYER; MERZBACH, 2019; ALMEIDA et al., 2021; EVES, 1995).

Considera-se os quatérnios como quádruplas de números reais, sujeitas às seguintes condições:

1. $(a, b, c, d) = (e, f, g, h)$, se e somente se $a = e, b = f, c = g$ e $d = h$;
2. $(a, 0, 0, 0) + (b, 0, 0, 0) = (a + b, 0, 0, 0)$;
3. $(a, 0, 0, 0) \times (b, 0, 0, 0) = (a \times b, 0, 0, 0)$;
4. $(a, b, 0, 0) + (c, d, 0, 0) = (a + c, b + d, 0, 0)$;
5. $(a, b, 0, 0) \times (c, d, 0, 0) = (a \times c - b \times d, a \times d + b \times c, 0, 0)$;

A partir dessas condições, e considerando todos os seus propósitos, Hamilton definiu a adição e a multiplicação de complexos como demonstrado abaixo por 11.1 e 11.2.

$$(a, b, c, d) + (e, f, g, h) = (a + e, b + f, c + g, d + h) \quad (11.1)$$

$$\begin{aligned} (a, b, c, d) \times (e, f, g, h) &= (a \times e - b \times f - c \times g - d \times h, \\ &\quad a \times f + b \times e + c \times h - d \times g, \\ &\quad a \times g + c \times e + d \times f - b \times h, \\ &\quad a \times h + b \times g + d \times e - c \times f) \end{aligned} \quad (11.2)$$

Com as definições 11.1 e 11.2, o número real x pode ser identificado com os quatérnios $(x, 0, 0, 0)$ e complexo $x + iy$ como $(x, y, 0, 0)$. Ainda, é possível verificar que a adição (11.1) possui elemento neutro (elemento que, quando adicionado a qualquer elemento, reproduz sempre o próprio elemento) e simétrico e é associativa, em que a ordem com que os fatores estão

agrupados não muda o produto, e comutativa. Já a multiplicação, possui elemento neutro e simétrico, porém não é comutativa e é associativa e distributiva em relação a adição.

Quaternios unitários $(1, 0, 0, 0)$, $(0, 1, 0, 0)$, $(0, 0, 1, 0)$ e $(0, 0, 0, 1)$ são denotados por, usualmente e respectivamente, 1 , i , j e k . Desta forma, o quatérnio (a, b, c, d) pode ser representado como $a + bi + cj + dk$ (ALMEIDA et al., 2021).

Os números complexos podem ser generalizados ao se definir três raízes quadradas independentes para -1 , com base na definição de multiplicação, conforme as relações abaixo:

$$-1 = i^2 = j^2 = k^2 \quad (11.3)$$

$$\begin{cases} i = jk = -kj \\ j = ki = -ik \\ k = ij = -ji \end{cases} \quad (11.4)$$

Usualmente, os ângulos de Euler são usados para parametrizar a velocidade angular instantânea de um corpo rígido, em que os três ângulos de Euler parametrizam três rotações sequenciais. Entretanto, essa representação gera problemas de singularidade na integração numérica das equações de movimento de rotação. Uma das possibilidades de evitar esse tipo de problema é a utilização dos quatérnios para descrever rotações em três dimensões, similarmente ao modo que os números complexos podem ser usados para descrever rotações no plano.

A utilização dos quatérnios não só soluciona as singularidades encontradas na parametrização por ângulos de Euler, como também promove uma representação matemática e espacial muito simples de rotações que exige menor número de operações matemáticas para realizar rotações e, portanto, reduz o tempo de processamento ao representar trajetórias. (JAMBERSI; SILVA, 2016)

11.2 Algoritmo Gradiente Descendente

Algoritmo gradiente descendente é um tipo de algoritmo de otimização, que utiliza repetidas iterações para encontrar o mínimo local de uma função. Tal algoritmo é um dos mais simples quanto à implementação e, também, quanto à realização da computação (SILVA, 2019).

Um algoritmo de estimativa de orientação aplicável aos sistemas IMU e MARG (*Magnetic, Angular Rate, and Gravity*), o qual emprega uma representação de orientação de quatérnios, foi criada por Madgwick, Harrison e Vaidyanathan. Para tanto, é utilizado um giroscópio de três eixos para medir a taxa angular sobre os eixos x, y e z, denominados ω_x , ω_y e ω_z , respectivamente. A partir desses parâmetros, é definido um vetor S_ω (11.5), cuja derivada descreve a taxa de rotação da Terra relativa ao sensor, conforme 11.6.

$${}^S\omega = [0, \omega_x, \omega_y, \omega_z] \quad (11.5)$$

$${}^S_E\dot{q} = \frac{1}{2} {}^S_E\hat{q} \otimes {}^S\omega \quad (11.6)$$

A orientação da rotação da Terra em relação ao sensor no tempo t, S_Eq , pode ser encontrada ao realizar a integração do derivado do quatérnio ${}^S_Eq_{\omega,t}$, de acordo com as equações 11.7 e 11.8.

$${}^S_E\dot{q}_{\omega,t} = \frac{1}{2} {}^S_E\hat{q}_{est,t-1} \otimes {}^S\omega_t \quad (11.7)$$

$${}^S_Eq = {}^S_E\hat{q}_{est,t-1} \otimes {}^S_E\dot{q}_{\omega,t} \Delta t \quad (11.8)$$

Com a utilização do algoritmo gradiente descendente para n iterações, tem-se a estimativa de orientação ${}^S_E\hat{q}_{n+1}$, baseada em um chute inicial da orientação ${}^S_E\hat{q}_0$ e uma variável de tamanho do passo μ , como em 11.9. Além disso, a equação 11.10 descreve a direção do erro definida pela função objetiva, f, e sua jacobiana, J.

$${}^S_Eq_{k+1} = {}^S_E\hat{q}_k - \mu \frac{\nabla f({}^S_E\hat{q}_k, {}^E\hat{d}, {}^S\hat{s})}{\| \nabla f({}^S_E\hat{q}_k, {}^E\hat{d}, {}^S\hat{s}) \|}, k = 1, 2, \dots, n \quad (11.9)$$

$$\nabla f({}^S_E\hat{q}_k, {}^E\hat{d}, {}^S\hat{s}) = J^T({}^S_E\hat{q}_k, {}^E\hat{d})f({}^S_E\hat{q}_k, {}^E\hat{d}, {}^S\hat{s}) \quad (11.10)$$

Para definir as medidas no eixo z, utiliza-se a convenção de assumir que são equivalentes a direção da gravidade, conforme a equação 11.12. Ao realizar a substituição de ${}^E\hat{g}$ e a normalização dos dados obtidos pelo acelerômetro ${}^S\hat{a}$ por ${}^E\hat{d}$ e ${}^S\hat{s}$, respectivamente, gera-se uma simplificação da função objetiva e de sua jacobiana, conforme 11.14 e 11.15 (SILVA, 2019).

$${}^S_E\hat{q} = [q1, q2, q3, q4] \quad (11.11)$$

$${}^E\hat{g} = [0, 0, 0, 1] \quad (11.12)$$

$${}^E\hat{a} = [0, a_x, a_y, a_z] \quad (11.13)$$

$$f_g({}^S_E\hat{q}, {}^S\hat{a}) = \begin{bmatrix} 2(q_2q_4 - q_1q_3) - a_x \\ 2(q_1q_2 - q_3q_4) - a_y \\ 2(\frac{1}{2} - q_2^2q_3^2) - a_z \end{bmatrix} \quad (11.14)$$

$$J_g(\overset{S}{E}\hat{q}) = \begin{bmatrix} -2q_3 & 2q_4 & -2q_1 & 2q_2 \\ 2q_2 & 2q_1 & 2q_4 & 2q_3 \\ 0 & -4q_2 & -4q_3 & 0 \end{bmatrix} \quad (11.15)$$

Usualmente, para que sejam correspondidas as medidas dos sensores, realizam-se múltiplas iterações de 11.9 para cada nova orientação. Porém, desde que a taxa de convergência estimada, governada por μ_y , seja igual ou superior à taxa de alteração da orientação física, é aceitável calcular uma iteração para cada amostra provida (MADGWICK; HARRISON; VAIDYANATHAN, 2011).

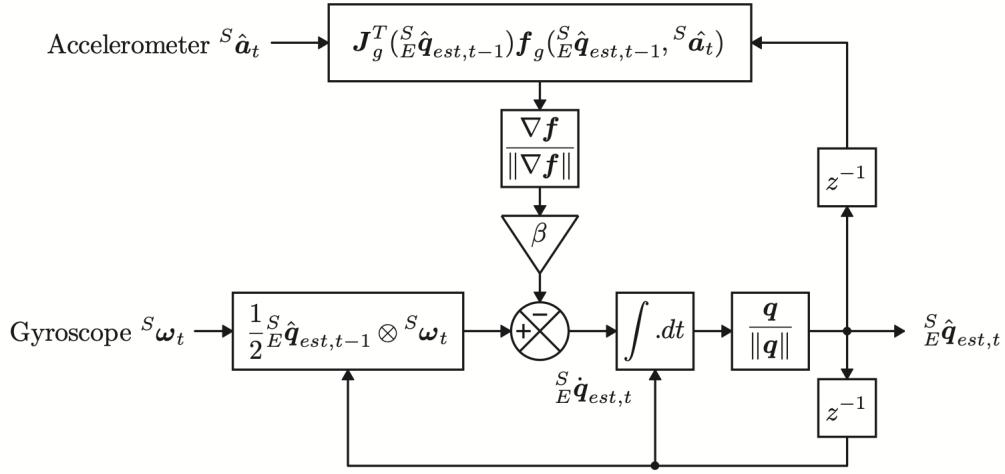
A orientação estimada $\overset{S}{E}\mathbf{q}_{\nabla,t}$ pode ser calculada com base em uma estimativa da orientação anterior $\overset{S}{E}\hat{\mathbf{q}}_{est,t-1}$ e a função objetiva ∇f , definida pelas medidas do sensor $\overset{S}{\hat{a}}_t$, como mostrado abaixo.

$$\overset{S}{E}\mathbf{q}_{\nabla,t} = \overset{S}{E}\hat{\mathbf{q}}_{est,t-1} - \mu_t \frac{\nabla f}{\| \nabla f \|} \quad (11.16)$$

$$\nabla f = J^t(\overset{S}{E}\hat{\mathbf{q}}_{est,t-1}) f_g(\overset{S}{E}\hat{\mathbf{q}}_{est,t-1}, \overset{S}{\hat{a}}_t) \quad (11.17)$$

O cálculo da estimativa, na prática, pode começar a partir de condições iniciais incorretas e erros de adaptação devido aos ruídos do giroscópio, o que resulta em uma estimativa incorreta quando o acelerômetro estiver em movimento. Como solução, realiza-se a fusão de sensores para filtrar erros de alta frequência, ou seja, compensa-se o desvio integral e é promovida a convergência a partir das condições iniciais. O diagrama da Figura 13 representa o algoritmo de estimativa da orientação (SILVA, 2019).

Figura 13 – Diagrama do algoritmo de estimativa de orientação



Fonte: [Madgwick, Harrison e Vaidyanathan \(2011\)](#)

11.3 Dead Reckoning

O *dead reckoning* é uma técnica amplamente utilizada na navegação, em que a partir de uma posição conhecida, estima-se a posição atual através do vetor de velocidade do navio (direção e velocidade). Essa técnica pode ser utilizada para outros propósitos, por exemplo, para determinar o nascer e o pôr do sol, na avaliação da precisão das informações de posicionamento eletrônico e para prever quais corpos celestes estarão disponíveis para observação futura.

Para reconstrução de trajetória, a técnica de *dead reckoning* pode ser combinada com os algoritmos de cálculo de orientação AHRS. Nesse caso, determina-se a posição em um processo de integração, utilizando algum sensor ou uma variável de controle e, portanto, sem depender de sinais externos. Desse modo, a técnica possui vantagens por sua simplicidade, baixo custo e por assegurar a posição do usuário em tempo real. ([BEAUREGARD; HAAS, 2006](#); [RANDELL; DJIALLIS; MULLER, 2005](#))

Para o pré-processamento dos dados obtidos do sensor inercial MPU-6050, os dados de aceleração são integrados para se obter a velocidade e, depois, novamente a velocidade é integrada para obter a posição. ([FERNANDES; SILVA; OLIVEIRA, 2018](#))

11.4 Filtros

Para medidas de posição, a posição angular pode ser determinada por duas integrações do sinal de aceleração medido pelo acelerômetro, usando a técnica de *dead reckoning*. Como a integração numérica é uma aproximação, em que um número finito de amostras é somado em um intervalo de tempo constante, esse processo acumula erros. Esse erro acumulado é

chamado de *drift* (desvio) e aumenta com o tempo. Dessa forma, buscam-se algoritmos/métodos de processamento de sinais capazes de minimizar os erros do sinal, melhorando sua qualidade e a estabilidade do sistema.

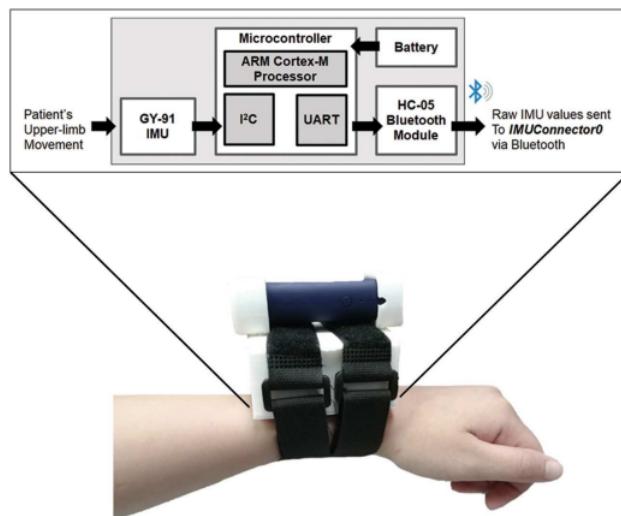
Uma das formas de obter uma posição livre de *drift* de forma simples é empregar filtros passa-alta lineares com uma frequência de corte entre as baixas frequências do sinal de *drift* e das altas frequências do movimento. ([LATT; VELUVOLU; ANG, 2011](#))

12 TRABALHO RELACIONADO

12.1 Sensor e dispositivo *outREACH*

O *outREACH* é um sensor vestível para o pulso, conforme a Figura 14, de baixo custo capaz de medir a cinemática da movimentação dos membros superiores de forma precisa. Tal sensor é constituído por um microcontrolador Tiva C Series TM4C123G, um módulo MPU-9250 GY-91 (acelerômetro e giroscópio), um módulo *Bluetooth* HC-05 e por baterias USB portáteis de 2600 mAh da Mophie (HUGHES et al., 2019).

Figura 14 – Esquemático do sensor *outREACH* e o dispositivo vestido



Fonte: Hughes et al. (2019)

Os dados obtidos pelos acelerômetro e giroscópio por meio do GY-91 eram lidos via protocolo de comunicação (I^2C) e enviados ao computador usando o protocolo de comunicação Receptor/Transmissor Universal Assíncrono (UART) do módulo *Bluetooth*. As informações eram processadas utilizando um código desenvolvido em MATLAB de forma que os dados obtidos foram o total de tempo de movimento, comprimento do arco espectral, velocidade média, pico de velocidade, aceleração média e pico de aceleração (HUGHES et al., 2019).

Após realizar testes com dois pacientes com traumatismo craniano e onze com derrame crônico, os resultados mostraram que o sensor *outREACH* é sensível as tarefas realizadas pela mão e também ao nível de disfunção apresentado pelo paciente. No estudo, conclui-se que o dispositivo é indicado para medir de forma precisa a cinemática do movimento dos membros superiores (HUGHES et al., 2019).

13 MATERIAIS E PROCEDIMENTOS

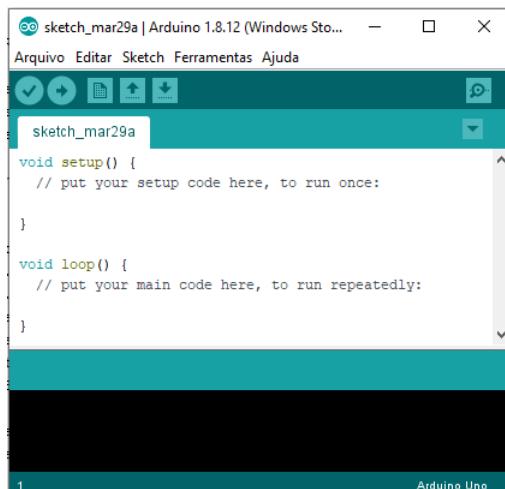
13.1 Materiais

13.1.1 IDE do Arduíno

A IDE do Arduíno é um *software* de código aberto que é, principalmente, utilizado para escrever e compilar os códigos nos módulos Arduíno. O programa oferece bibliotecas que possibilitam a programação em C e C++. A IDE inclui o editor de código, o compilador e, também, por meio dela é possível carregar o código na placa (FEZARI; DAHOUD, 2018).

Na Figura 15, é possível observar que no editor de código há dois campos: *setup* e *loop*. O primeiro é utilizado no início para determinar configurações. O outro é um bloco de repetição de comandos, que poderá, por exemplo, ficar realizando a aquisição dos dados.

Figura 15 – Interface do software Arduíno



Fonte: Elaborado pelas autoras

No projeto proposto neste documento, a IDE do Arduíno foi utilizada para configurar a placa ESP32 e definir a saída que a mesma forneceria ao ser integrada com o MPU6050 e o GY-271.

13.1.2 Python

Python é uma linguagem de programação de alto nível criada por Guido Van Rossum. Ela é interpretada, o que permite escrever comandos, testá-los e verificar os resultados instantaneamente. Ademais, Python também é uma linguagem imperativa, de código aberto, com suporte à orientação a objetos e programação estrutural e funcional. Essas características tornam a linguagem fácil de compreender e usar, permitindo focar mais na solução do problema a ser

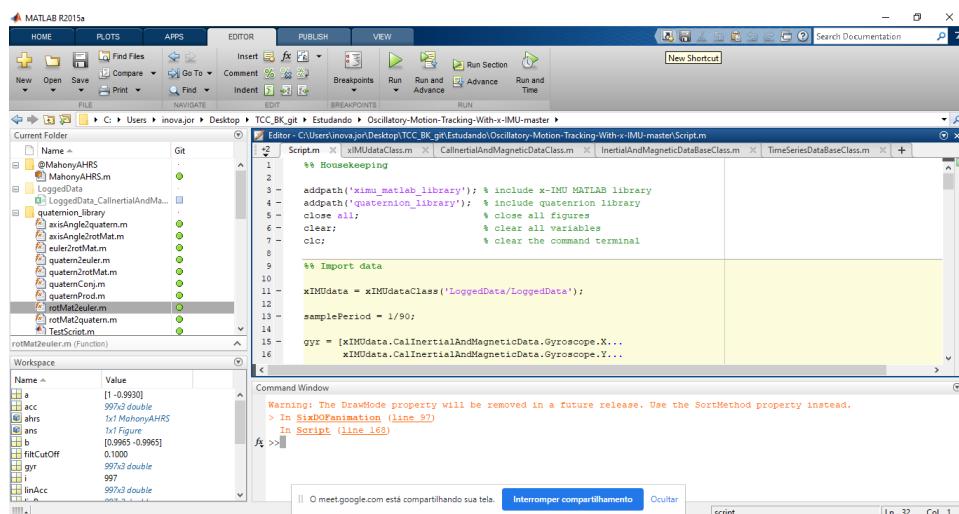
resolvido do que na sintaxe do programa. Outra facilidade é a ampla quantidade de bibliotecas padrão disponíveis, o que facilita o seu uso às mais diversas aplicações. Dentre elas: programação de sistema, *Graphical User Interface* (GUI) ou interface gráfica do usuário, processamento de imagens, inteligência artificial, programação de banco de dados e programação de rede e internet. (SRINATH, 2017)

Na aplicação proposta neste documento, a linguagem Python foi utilizada para adquirir os dados do módulo MPU6050 via comunicação serial com uma interface gráfica do usuário e salvá-los em um arquivo CSV, de modo que estes dados pudessem ser processados devidamente.

13.1.3 MATLAB

O MATLAB é um *software* com uma linguagem de alta performance utilizada para computação técnica. Ele integra computação, visualização e programação em um ambiente de simples utilização, no qual problemas e soluções são expressados em uma notação matemática familiar. (GILAT, 2009) Sua interface pode ser conferida na Figura 16.

Figura 16 – Interface do software MATLAB



Fonte: Elaborado pela autoras

O *software* também possui vários agrupamentos de soluções para aplicações específicas chamadas *toolboxes*. Essas permitem o aprendizado e a aplicação de tecnologias especializadas. *Toolboxes* são coleções de funções que estendem as aplicações do MATLAB para resolver classes particulares de problemas, como processamento de sinais, sistemas de controle, redes neurais, simulações, entre outros. (GILAT, 2009)

Neste projeto, o MATLAB é utilizado para processar as informações obtidas por meio do *software* desenvolvido em Python a fim de serem obtidos gráficos, imagens e dados para análise da cinemática.

13.1.4 ESP32

O dispositivo ESP32-DEVKITV1 é um microcontrolador da *Espressif Systems* que contém módulos de *Wi-Fi* e *Bluetooth*, designado para aplicações em dispositivos móveis, vestíveis, internet das coisas, entre outros. ([ESPRESSIF SYSTEMS, 2020](#); Maier; Sharp; Vagapov, 2017) A Figura 17 mostra o módulo com seus periféricos disponíveis. Sua placa possui o chip ESP32, memória *Flash* com 4 MB, interface USB e regulador de tensão de 3,3 V. A programação da placa pode ser realizada em diversas linguagens, como C, Lua e python ou através da própria IDE do Arduíno. ([ESPRESSIF SYSTEMS, 2020](#))

Esse microcontrolador foi escolhido para compor o projeto devido a sua alta capacidade de processamento e baixo custo. Além disso, o ESP32 possibilitaria utilizar o módulo *Bluetooth* para transferir os dados adquiridos sem a necessidade de fios, que é um pré-requisito essencial para que o copo fique livre de obstruções no seu entorno durante a realização do protocolo de reabilitação.

Figura 17 – ESP32-DEVKITV1



Fonte: Elaborado pelas autoras

13.1.5 MPU6050

O MPU6050 é um dispositivo rastreador de movimento com seis eixos, três referentes ao giroscópio e três ao acelerômetro, e com um processador digital de movimento, conforme pode ser visto pela Figura 18. Além disso, o dispositivo possui sensor de temperatura e sua comunicação é realizada através de I^2C (*Inter Integrated Circuit*) ou SPI (*Serial Peripheral Interface*). (INVENSENSE INC., 2012)

Como o ESP32 e MPU6050 deveriam ser introduzidos no interior do objeto cilíndrico, o MPU6050 foi usado para coletar os dados de variação da taxa de orientação desse sistema, referentes ao giroscópio, e os dados de aceleração, referentes ao acelerômetro. Esses dados poderiam ser então posteriormente manipulados para que resultassem nas informações de interesse para análise, como a posição do sistema.

Figura 18 – MPU6050



Fonte: Elaborado pelas autoras

13.1.6 Carregador de bateria de Lítio TP4056

TP4056 é um carregador linear completo de tensão e corrente constantes voltado para carregar apenas uma bateria de Lítio (Figura 19). O componente é composto de uma placa que possui o circuito de carga, LED de status e conexão por cabo mini USB, dessa forma, a bateria pode ser carregada sem a remoção do circuito ([NANJING TOP POWER ASIC CORP., s.d.](#)).

Figura 19 – TP4056



Fonte: [Flop \(s.d.\)](#)

Para alimentar o circuito escolheu-se uma bateria de lítio dada a sua facilidade de obtenção. Então, para recarregá-la e permitir sua reutilização no circuito, foi adquirido esse carregador apropriado para esse tipo de bateria.

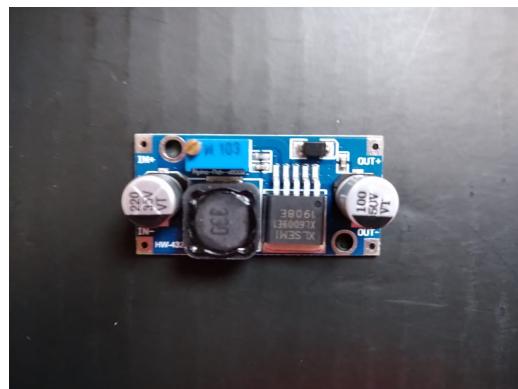
13.1.7 Módulo Regulador de Tensão *Step Up* XL6009E1

O regulador XL6009 é um conversor DC/DC de ampla faixa de entrada e modo de corrente que é capaz de gerar tensões de saída positivas ou negativas (Figura 20). Pode ser

configurado como conversor *boost*, *flyback*, SEPIC ou conversor inversor. No caso, o módulo regulador de tensão XL6009E1 é um conversor DC-DC configurado para ser *step up*. A tensão de saída pode ser ajustada entre 5 e 35 V, dependendo da entrada de 3 a 32 V ([XLSEMI, s.d.](#)).

Como a bateria de lítio fornece uma tensão de aproximadamente 4 V com carga, mas o ESP32 necessita de 5 V para funcionar adequadamente, seria necessário elevar a tensão da bateria para 5 V. Para cumprir essa função, foi utilizado esse conversor no modo *boost*.

Figura 20 – XL6009E1



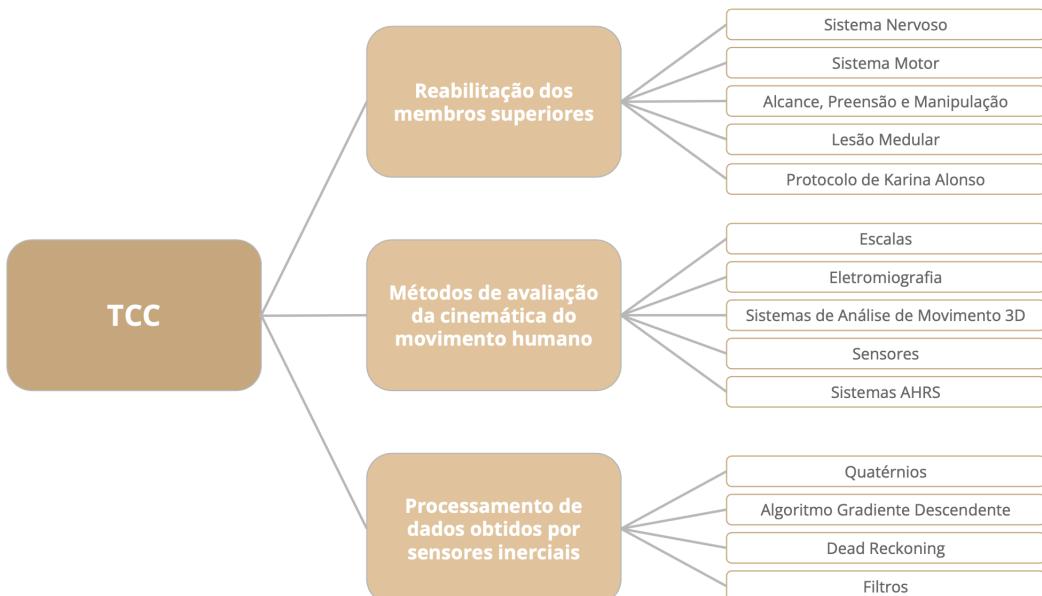
Fonte: Elaborado pela autoras

13.2 Procedimentos

13.2.1 Estudo do protocolo de reabilitação

O estudo do protocolo de reabilitação se deu por meio da revisão bibliográfica, dado que o contato direto com o LABRAL se tornou uma impossibilidade diante da pandemia do Covid-19. A Figura 21 apresenta um diagrama da organização da revisão bibliográfica.

Figura 21 – Diagrama da organização da revisão bibliográfica



Fonte: Elaborado pelas autoras

O estudo foi iniciado pelo entendimento dos sistemas do corpo humano relacionados a lesões medulares e movimentação. Por isso, realizou-se uma revisão sobre o sistema nervoso, sistema motor e sistema neuromuscular. Esses temas foram importantes para melhor compreensão dos movimentos de alcance, preensão e manipulação, que são alvos do protocolo de reabilitação apresentado por [Alonso \(2015\)](#), assim como o entendimento das necessidades do paciente e do profissional de saúde quanto ao objeto instrumentalizado a ser desenvolvido. Nesse aspecto, pesquisou-se sobre os métodos de avaliação de cinemática do movimento humano, como as escalas, eletromiografia, sistemas de análise de movimento 3D, sensores e sistemas AHRS. Por fim, para que fosse realizado o processamento dos dados obtidos por sensores inerciais, estudou-se quatérnios, algoritmo gradiente descendente, *dead reckoning* e filtros.

13.2.2 Desenvolvimento do sistema de aquisição de dados

O sistema de aquisição de dados deverá integrar os componentes de forma que os dados obtidos pelo MPU6050 sejam lidos pelo ESP32 e enviados a um computador para processamento e análise.

Os dados brutos fornecidos pelo acelerômetro e giroscópio exigem pré-processamento e processamento para que então forneçam dados nos sistemas de unidades de medidas usuais. O pré-processamento consistirá na identificação dos períodos estacionários e de movimento a fim de serem calculados os desvios dos sensores e, também, realizar a compensação de erro nos períodos não estacionários. Os dados brutos do acelerômetro e do giroscópio e as informações do pré-processamento serão processados por um algoritmo de sistema AHRS (*attitude heading*

reference system) e por dead reckoning para que sejam fornecidas as informações de velocidade e de trajetória (HUGHES et al., 2019; FERNANDES; SILVA; OLIVEIRA, 2018).

13.2.3 Desenvolvimento do protótipo do objeto instrumentalizado

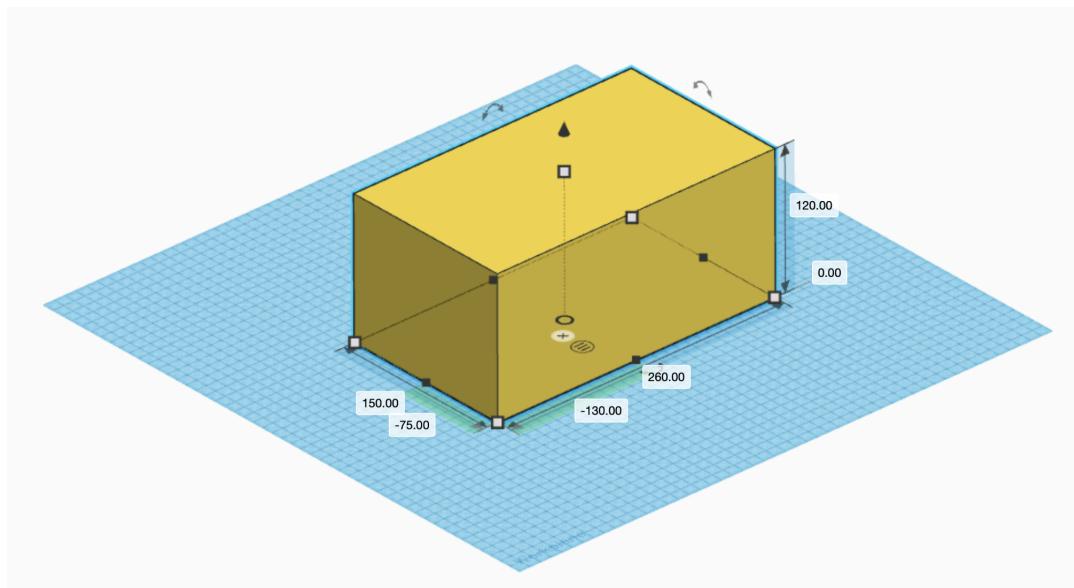
O sistema de aquisição de dados deverá ser envolvido por um invólucro no formato de um copo de forma que permita a realização da manutenção na placa de aquisição. Além disso, deverão ser atendidas as características necessárias e exigidas pelo protocolo de reabilitação.

13.2.4 Teste do protótipo e validação dos dados de cinemática

Originalmente, os testes do protótipo e dos dados de cinemática seriam realizados por meio da comparação entre os dados obtidos por meio do objeto instrumentalizado e do sistema de captura de movimento do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LABRAL) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). Para isso, seria realizada uma filmagem pelo sistema de captura de movimento da manipulação do objeto através das trajetórias de elevação do copo até a boca e de condução pelas arestas de um cubo de 30 cm x 30 cm x 30 cm sobre uma mesa.

Devido à pandemia do Covid-19, o experimento foi adaptado para ser realizado sem a infraestrutura do laboratório. Dessa forma, os testes foram realizados através da condução do objeto instrumentalizado pelas arestas de uma caixa de papelão com dimensões iguais a 12 cm de altura, 26 cm de largura e 15 cm de profundidade, conforme a Figura 22.

Figura 22 – Modelo da caixa utilizada para testes

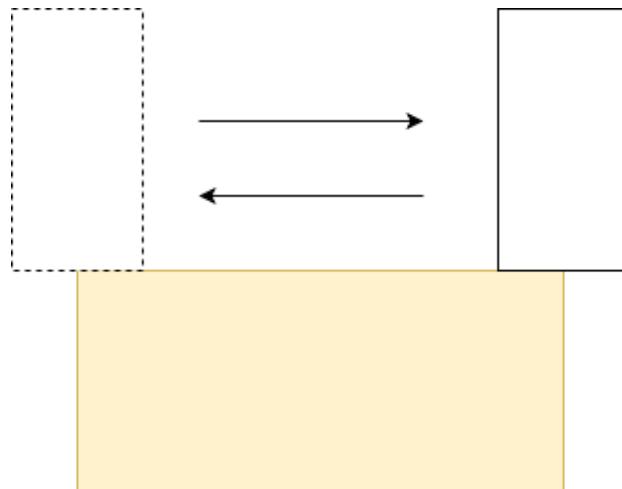


Fonte: Elaborado pelas autoras

Como primeiro experimento, realizou-se as medições com o sistema em repouso. Testou-

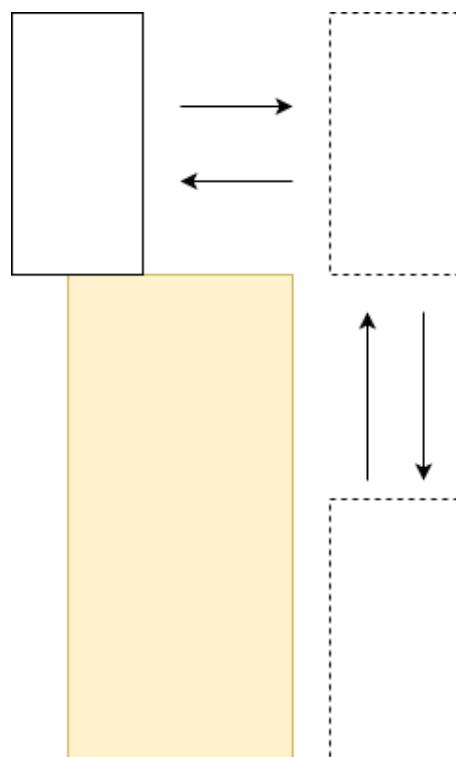
se, posteriormente, a movimentação em apenas um eixo. Dessa forma, movia-se o protótipo para frente e para trás no mesmo eixo realizando pausas a cada vez que se alcançava um vértice. Em seguida, foi realizada movimentação em “L”, percorrendo o lado de 26 cm para cima e o de 15 cm para esquerda, para simular a elevação de um copo até a boca. As Figuras 23 e 24 representam tais movimentações.

Figura 23 – Representação da movimentação em um eixo



Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 24 – Representação da movimentação em “L”



Fonte: Elaborado pelas autoras

A partir dos dados obtidos, foram gerados gráficos dos dados brutos, aceleração, velocidade antes e depois do filtro passa-alta e posição antes e depois do filtro passa-alta para que fossem realizadas análises comparativas com os resultados esperados, ou seja, comparação entre as trajetórias esperadas e as obtidas nos gráficos.

14 RESULTADOS

14.1 Impacto do Covid-19 no projeto

Devido à pandemia do Covid-19, o acesso aos laboratórios ficou restrito e algumas etapas deste projeto foram adaptadas.

O planejamento do desenvolvimento do protótipo do objeto instrumentalizado foi realizado, porém a execução foi alterada. O circuito impresso, que contém o sistema de aquisição de dados, foi feito de forma caseira por meio dos materiais: placa de fenolite, percloreto de ferro e solda com estanho em fio.

Com relação ao teste do protótipo e dos dados de cinemática, somente foi possível realizar a aquisição de dados por meio do protótipo, sendo excluída a obtenção por câmeras, através de uma trajetória conhecida para que fossem validados o circuito e o processamento dos dados.

14.2 Desenvolvimento do sistema de aquisição de dados

Para o sistema de aquisição de dados, projetou-se os circuitos do Apêndice A, os quais são compostos, principalmente, pelo microcontrolador ESP32, módulo MPU6050 e regulador de tensão *step up*, além da bateria de lítio para alimentação. Em um dos circuitos, foi adicionado o carregador de bateria de Lítio TP4056, a fim de ser possível a recarga da bateria sem sua remoção do circuito.

Os códigos dos Apêndices B e D foram utilizados no pré-processamento e no processamento dos dados adquiridos por meio do sistema de aquisição.

14.2.1 Configuração do sistema de aquisição de dados e obtenção de dados brutos

A IDE do arduíno foi utilizada para configurar o sistema de aquisição de dados e obter os dados brutos, conforme ilustrado na Figura 25. Foram utilizadas as bibliotecas “Adafruit_MPU6050”, “Adafruit_Sensor”, “Wire” e “BluetoothSerial”.

Figura 25 – Diagrama das etapas de pré-processamento e configuração do sistema de aquisição de dados



Fonte: Elaborado pelas autoras

A primeira etapa da configuração da ESP32 consiste no estabelecimento de constantes e de configurações do MPU6050. Para estabelecer a comunicação I^2C , são definidas as portas de comunicação entre os dois componentes. Também, determinam-se os valores de calibração do acelerômetro e do giroscópio, além das faixas de escala do giroscópio e do acelerômetro.

É esperado do MPU6050 que, quando parado, suas medições sejam zero, com exceção da medição do acelerômetro no eixo z, devido a gravidade. Por isso, realiza-se a calibração. Como a biblioteca “Adafruit_MPU6050”, usada para configurar e obter dados do componente, não oferecia suporte com relação à calibração do componente, realizou-se as medições com o MPU6050 parado para que fossem tiradas as médias dos desvios e as mesmas fossem subtraídas das medições, conforme pode ser observado nas linhas 60 a 71 do Apêndice B.

As comunicações I^2C e *bluetooth* são estabelecidas por meio das bibliotecas “Wire” e “BluetoothSerial”. Para o *bluetooth*, primeiro realiza-se a checagem da existência de um dispositivo *bluetooth* habilitado. Assim, após a checagem, configura-se o dispositivo por meio da atribuição de um nome, o qual aparecerá durante o pareamento. O sistema também é responsável por realizar a impressão dos dados no sistema receptor, no caso, o computador. Esse comportamento pode ser observado nas linhas 60 a 71 do Apêndice B. O protocolo I^2C , por sua vez, estabelece as portas do microcontrolador que receberão os dados *serial data* (SDA) e *serial clock* (SCL) do MPU6050, além do endereço I^2C do MPU6050.

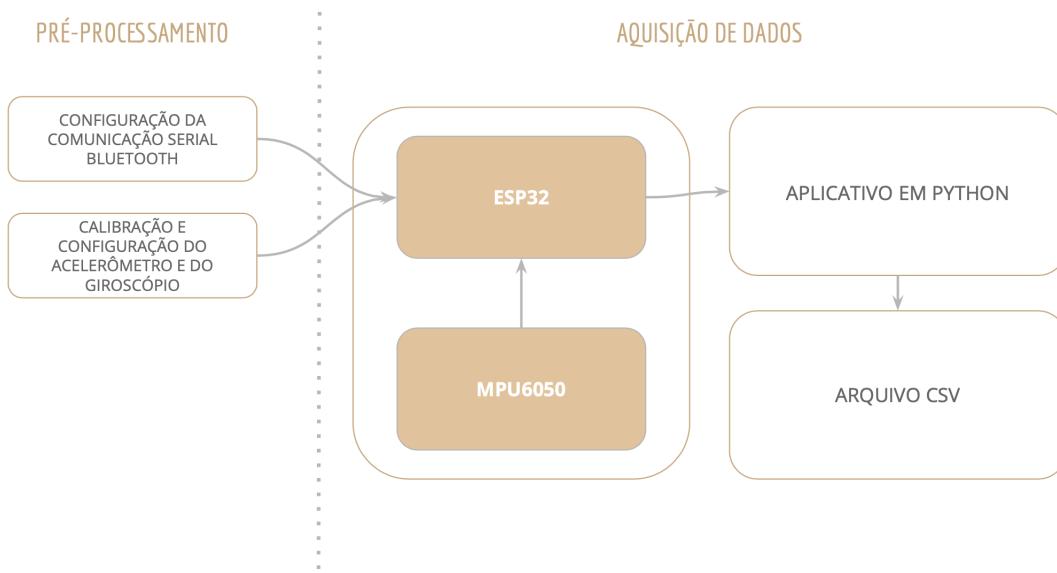
O protocolo I^2C consiste, fisicamente, em dois canais ativos e uma conexão com o terra. Os dois canais ativos são o SDA e o SCL, sendo eles semi-duplex bidirecionais. Esses canais carregam informações entre dispositivos conectados. Isso significa que cada dispositivo é conhecido por um microcontrolador, *driver LCD*, memória ou interface com teclado e pode operar tanto como transmissor, quanto como receptor. Nesse protocolo, dispositivos podem ser

facilmente adicionados ou removidos, o que é benéfico para baixa manutenção e controle de aplicações com sistemas embarcados ([MANKAR et al., 2014](#)).

14.2.2 Aquisição de dados brutos

A aquisição dos dados brutos se deu pela utilização de um repositório em Python ([NAM, jul. 2021](#)). Nesse repositório, tem-se a utilização de duas principais bibliotecas: “PySimpleGUI” e “serial_comm”. A Figura 26 apresenta um diagrama da etapa de aquisição de dados brutos, assim como sua ligação com a configuração do sistema de aquisição de dados.

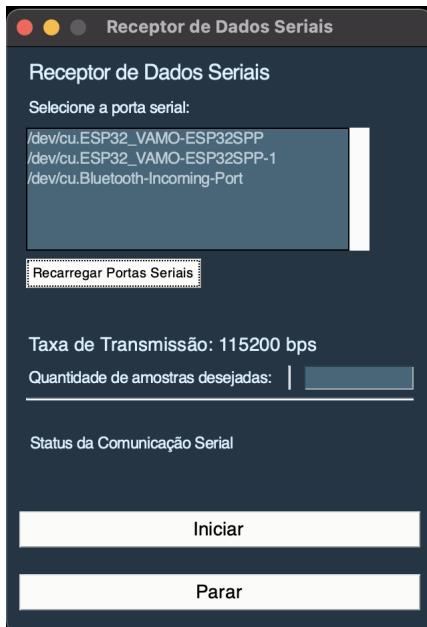
Figura 26 – Diagrama da etapa de aquisição de dados brutos



Fonte: Elaborado pelas autoras

Por meio da biblioteca “serial_comm”, realizou-se a conexão com portas seriais disponíveis, fossem elas USB ou *bluetooth*. Já a “PySimpleGUI” era responsável por fornecer as funções necessárias para que fosse desenhada a interface com o usuário, como pode ser observado na Figura 27.

Figura 27 – Interface com usuário do sistema de aquisição de dados brutos



Fonte: Elaborado pelas autoras

Na interface gerada, há o campo de exibição das portas seriais encontradas para seleção, botão de recarregamento das portas, exibição do *baud rate* utilizado, campo para preenchimento das amostras desejadas e botões para controle do fluxo. Ainda, durante a obtenção das amostras, o programa exibe a porcentagem de progresso, além de mostrar um alerta para quando é concluída a operação e exportado o arquivo de valores separados por vírgula (CSV). Esse arquivo, posteriormente, pode ser utilizado para processamento dos dados, como ocorre no MATLAB.

14.2.3 Processamento dos dados brutos

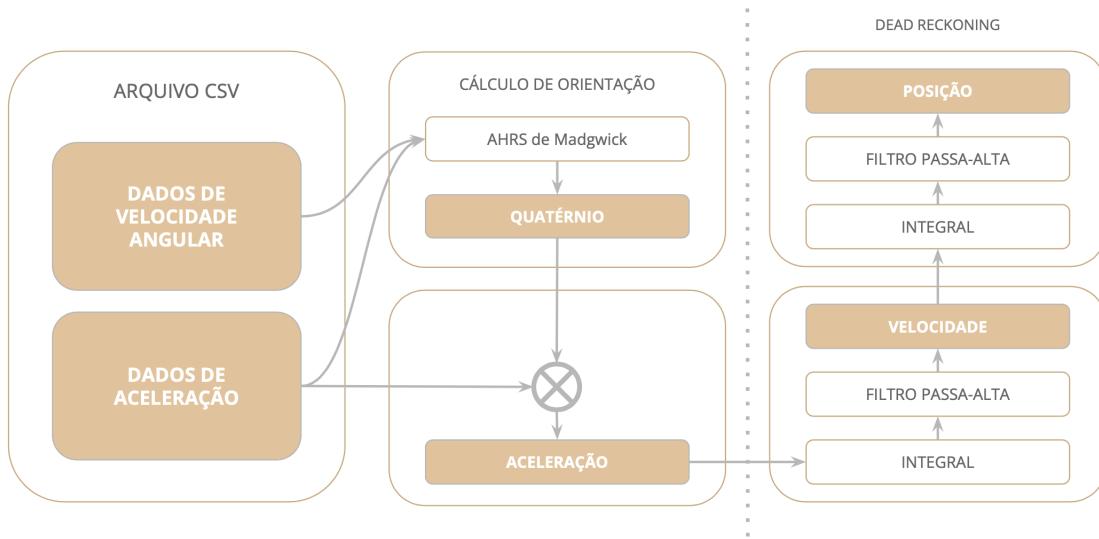
O MATLAB foi utilizado para processar os dados brutos. Para isso, foram utilizados os repositórios da empresa *XIO Technologies*, que contêm bibliotecas voltadas para o monitoramento de passos e movimentos oscilatórios por meio de sensores inerciais ([MADGWICK, ago. 2017](#); [MADGWICK, out. 2017](#)).

Por meio do arquivo CSV, adquirido pelo código em Python, realiza-se a importação dos dados para o MATLAB ao se conhecer os momentos em que são começados e terminados os registros de movimento (“*startTime*” e “*stopTime*”), o período de amostragem (“*samplePeriod*”) e o diretório onde se encontra o arquivo. A partir dos dados importados, converte-se a referência de amostras para segundos e gera-se um gráfico dos dados brutos.

A orientação do objeto é calculada por meio de um sistema AHRS ([MADGWICK; HARRISON; VAIDYANATHAN, 2011](#)) voltada para sistemas IMU, ou seja, que contemplam apenas giroscópio e acelerômetro. A posição, por sua vez, é obtida por meio de *dead reckoning* e

filtragem passa-alta dos *drifts* gerados pelas integrações da aceleração e da velocidade. De todas essas etapas, são gerados gráficos para análise. O fluxo realizado para obtenção dos dados pode ser visualizado na Figura 28.

Figura 28 – Diagrama da etapa de processamento dos dados brutos

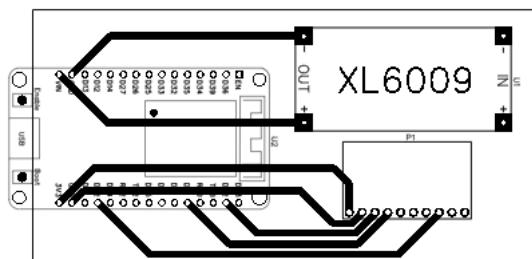


Fonte: Elaborado pelas autoras

14.3 Desenvolvimento do protótipo do objeto instrumentalizado

O layout da placa de circuito impresso do sistema de aquisição de dados sem carregador está representado pela Figura 29.

Figura 29 – Layout da placa de circuito impresso

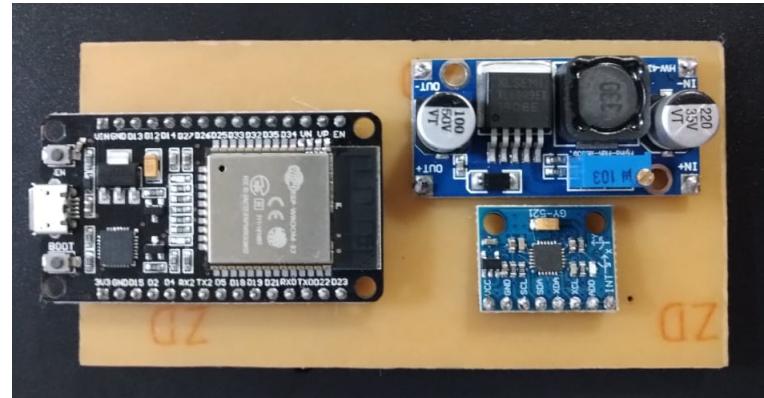


Fonte: Elaborado pelas autoras

Para a confecção do protótipo, foi utilizado o método de transferência térmica e uma placa de fenolite revestida com cobre em apenas um lado de 10 cm por 5 cm. A técnica consiste na impressão do circuito em papel fotográfico por meio de impressora a laser para posterior transferência do layout para a placa por meio de calor. Depois de realizada a transferência,

mergulha-se a placa em percloro de ferro para que ocorra a corrosão do cobre, restando-o apenas nas trilhas impressas. O resultado pode ser observado na Figura 30.

Figura 30 – Protótipo do sistema de aquisição de dados



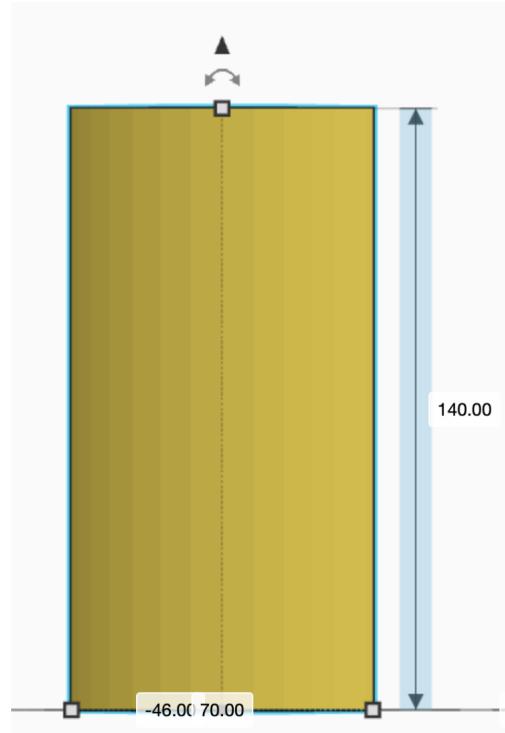
Fonte: Elaborado pelas autoras

Para o copo, invólucro do sistema de aquisição, os requisitos atendidos foram o formato cilíndrico para facilitar a modelagem da mão durante a preensão; e diâmetro e altura superiores a 5 cm e 12 cm, respectivamente, para que a placa de circuito impresso pudesse ser colocada em seu interior.

O *web app* Tinkercad da Autodesk foi o programa utilizado para modelar o protótipo. Esse programa consiste em uma coleção de ferramentas de software que ajudam na criação e execução de projetos por meio da modelagem 3D. Com a exportação fornecida pelo Tinkercad, também é possível obter arquivos para a impressão em impressoras 3D ou a laser.

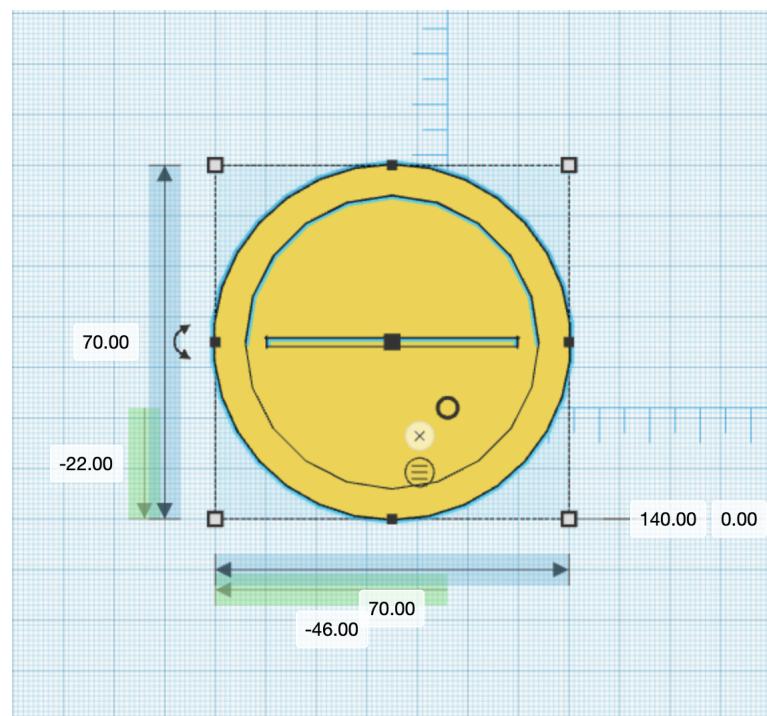
As Figuras 31 a 34 representam capturas do projeto desenvolvido para o protótipo com as medidas do copo. Exeriormente, o copo possui 140 mm de altura e 70 mm de largura. Ainda, o buraco interior possui diâmetro igual a 60 mm e 130 mm de altura. Por fim, o encaixe da placa de circuito impresso, possui 5 mm de altura, 50 mm de largura e 2 mm de profundidade.

Figura 31 – Protótipo do copo - vista de frente



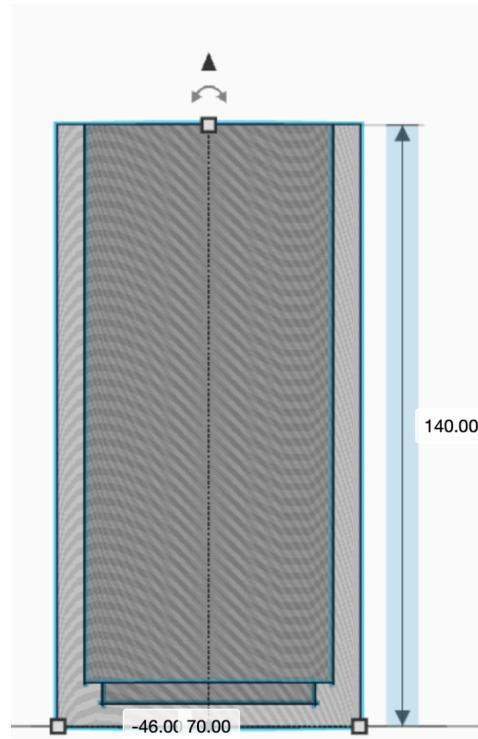
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 32 – Protótipo do copo - vista de cima



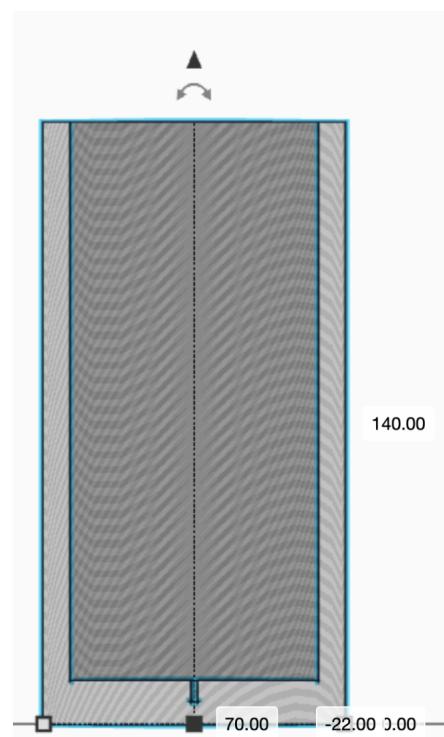
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 33 – Protótipo do copo - corte de frente



Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 34 – Protótipo do copo - corte de lado



Fonte: Elaborado pelas autoras

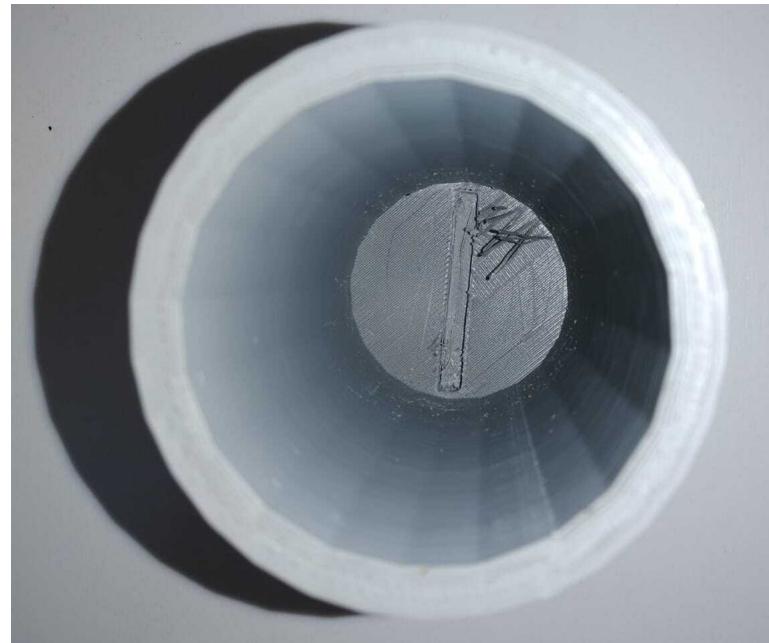
A partir do arquivo exportado do Tinkercad, encomendou-se a confecção do protótipo do copo por meio de impressão 3D. O produto final pode ser observado por meio das Figuras 35 a 37.

Figura 35 – Protótipo do copo impresso - vista de lado



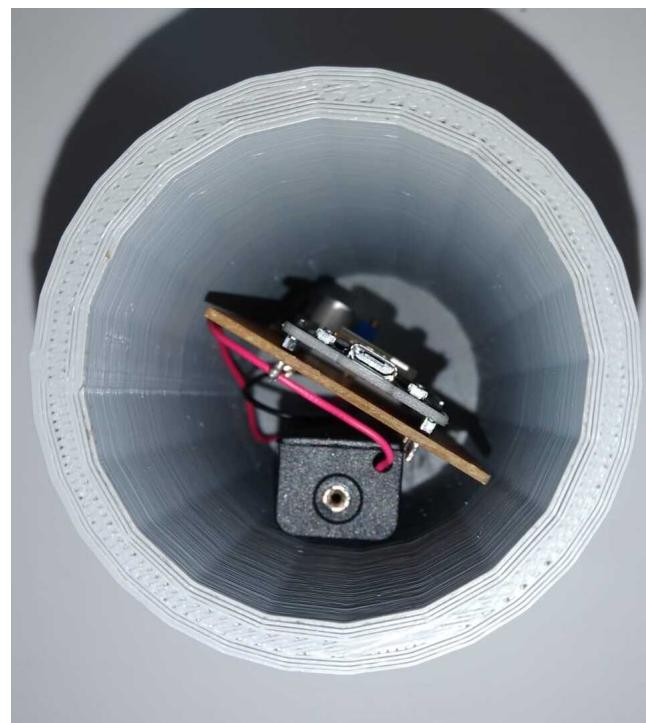
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 36 – Protótipo do copo impresso - vista de cima vazio



Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 37 – Protótipo do copo impresso - vista de cima com circuito impresso

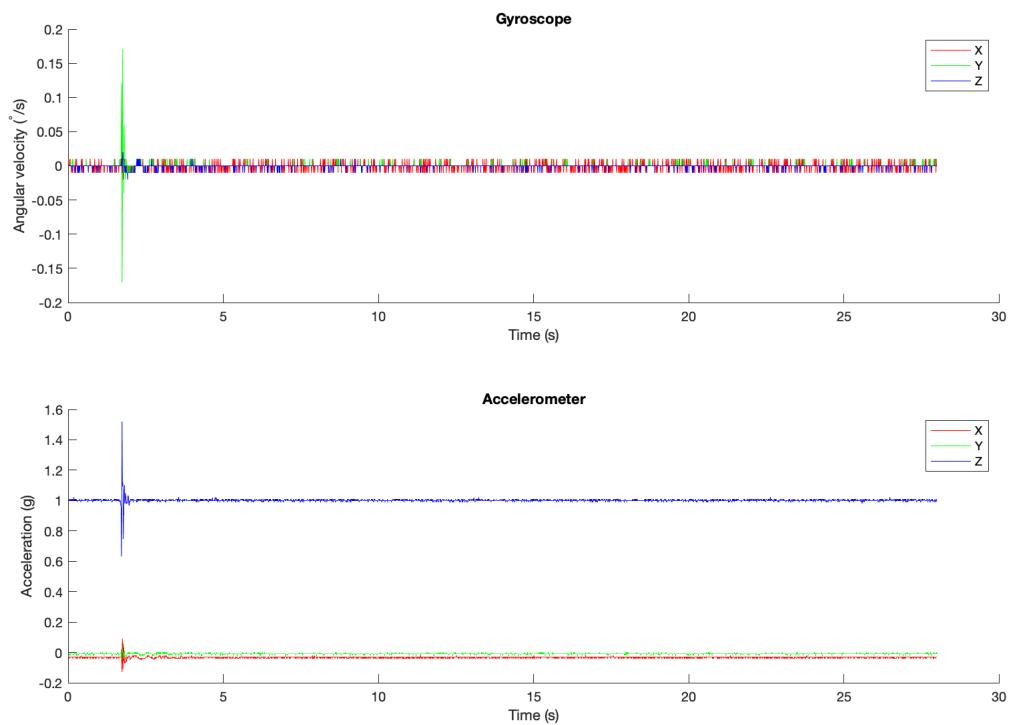


Fonte: Elaborado pelas autoras

14.4 Teste do protótipo e validação dos dados de cinemática

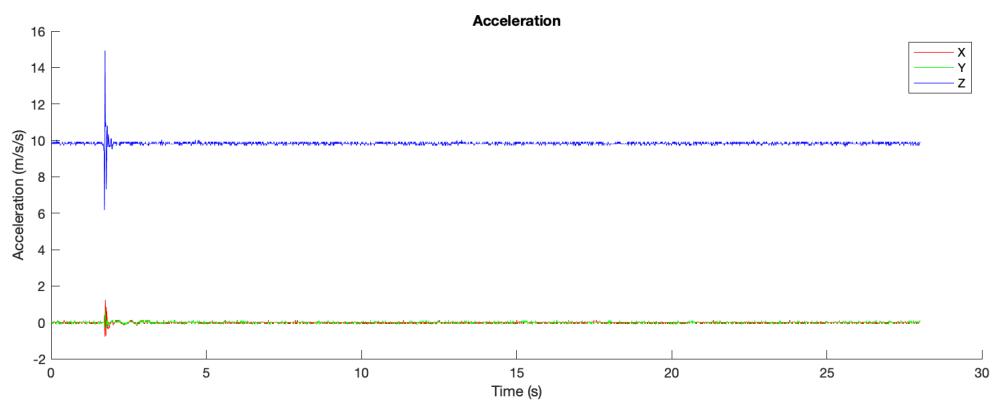
Os gráficos registrados com o sistema em repouso podem ser observados nas Figuras 38 a 41.

Figura 38 – Repouso - Dados brutos



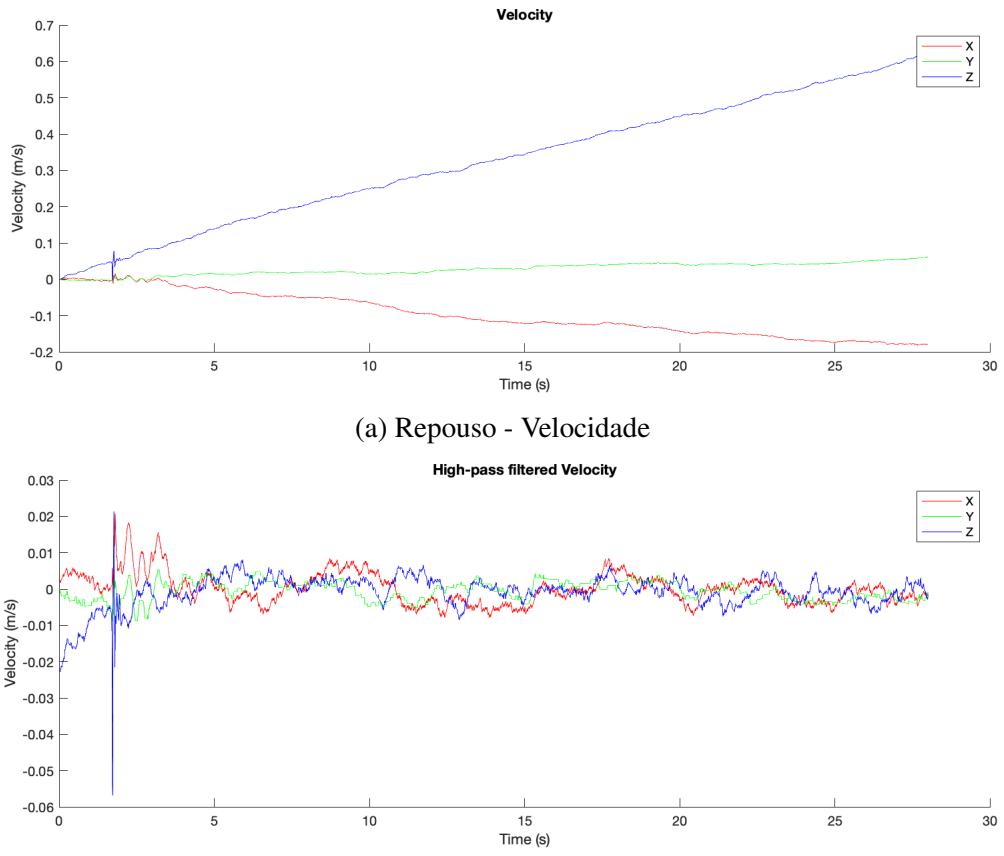
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 39 – Repouso - Aceleração com orientação



Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 40 – Repouso - Gráficos de velocidade

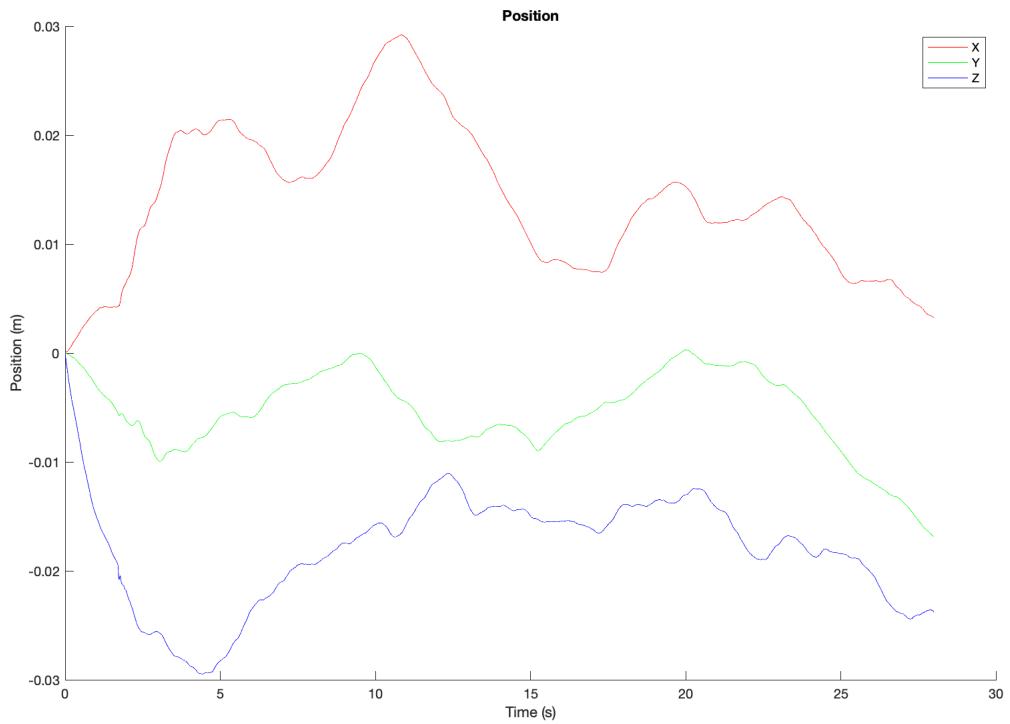


(a) Repouso - Velocidade

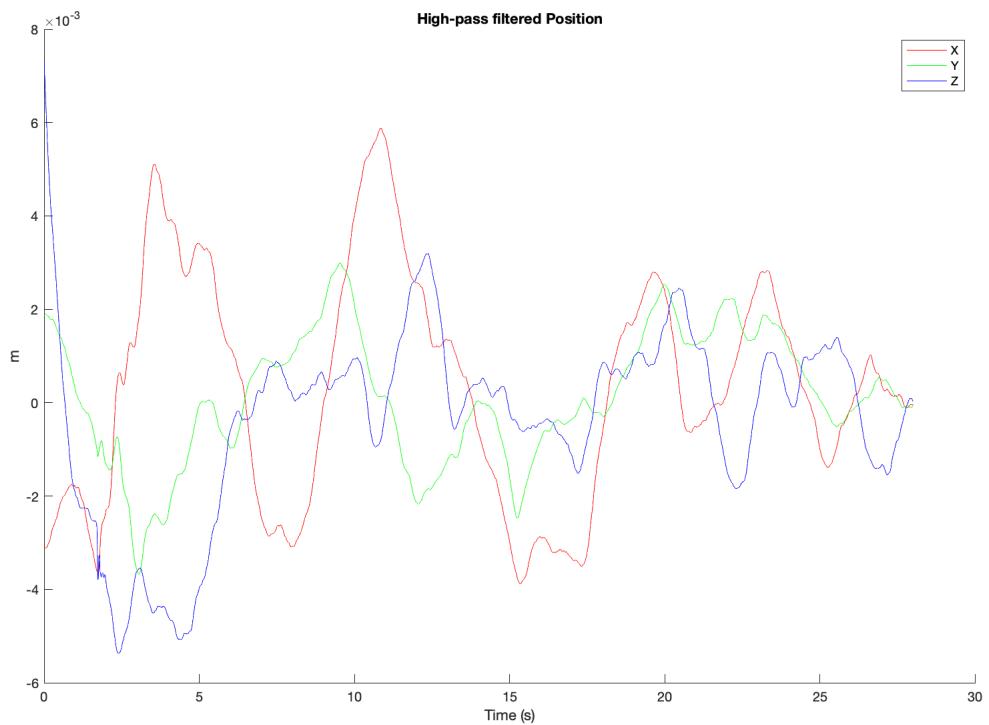
(b) Repouso - Velocidade após filtro passa-alta

Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 41 – Repouso - Gráficos de posição



(a) Repouso - Posição

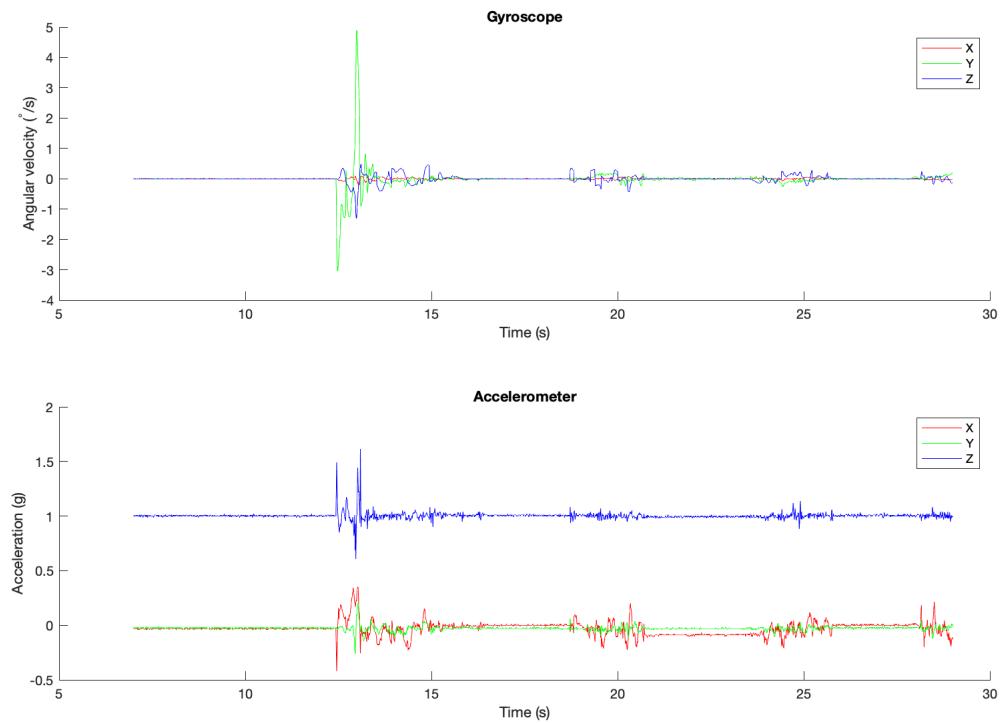


(b) Repouso - Posição após filtro passa-alta

Fonte: Elaborado pelas autoras

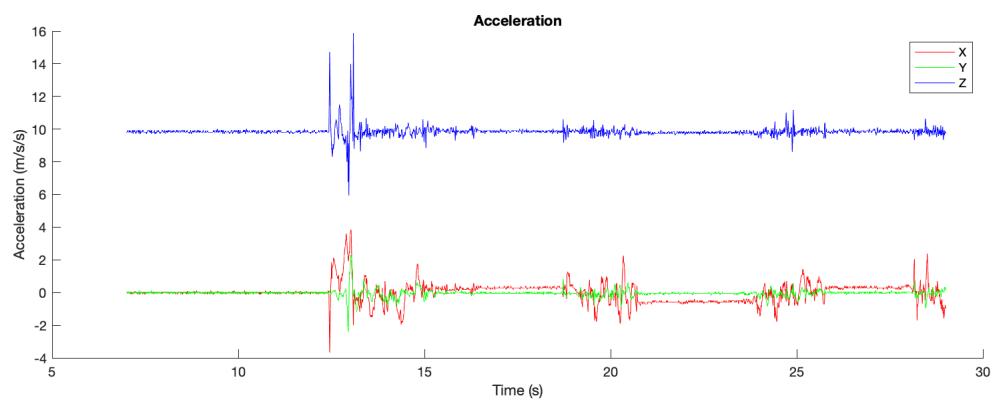
As Figuras 42 a 45, 46 a 49 e 50 a 53 representam, respectivamente, as movimentações nos eixos x, y e z.

Figura 42 – Eixo x - Dados brutos



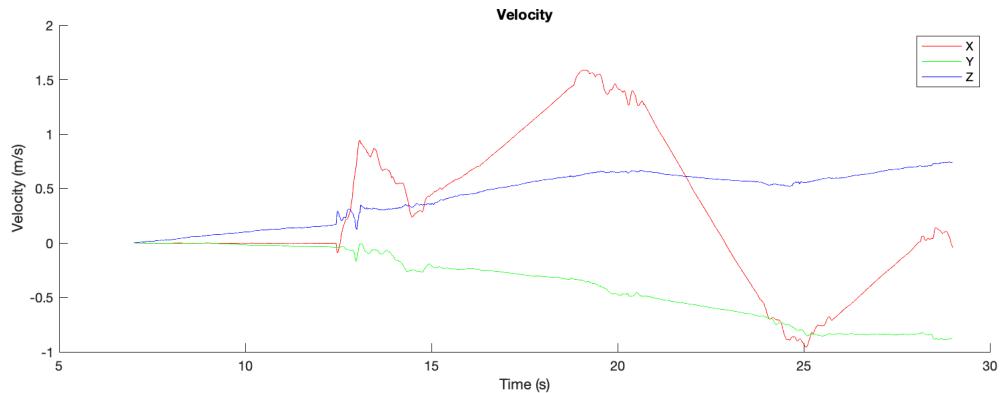
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 43 – Eixo x - Aceleração com orientação

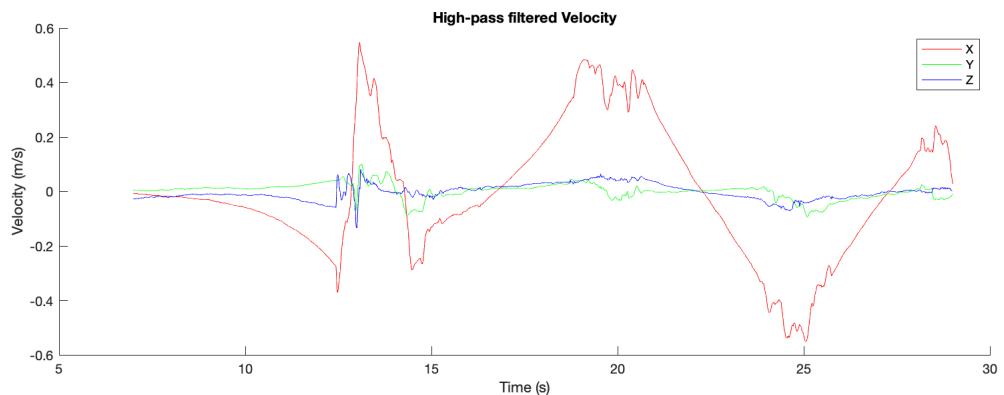


Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 44 – Eixo x - Gráficos de velocidade



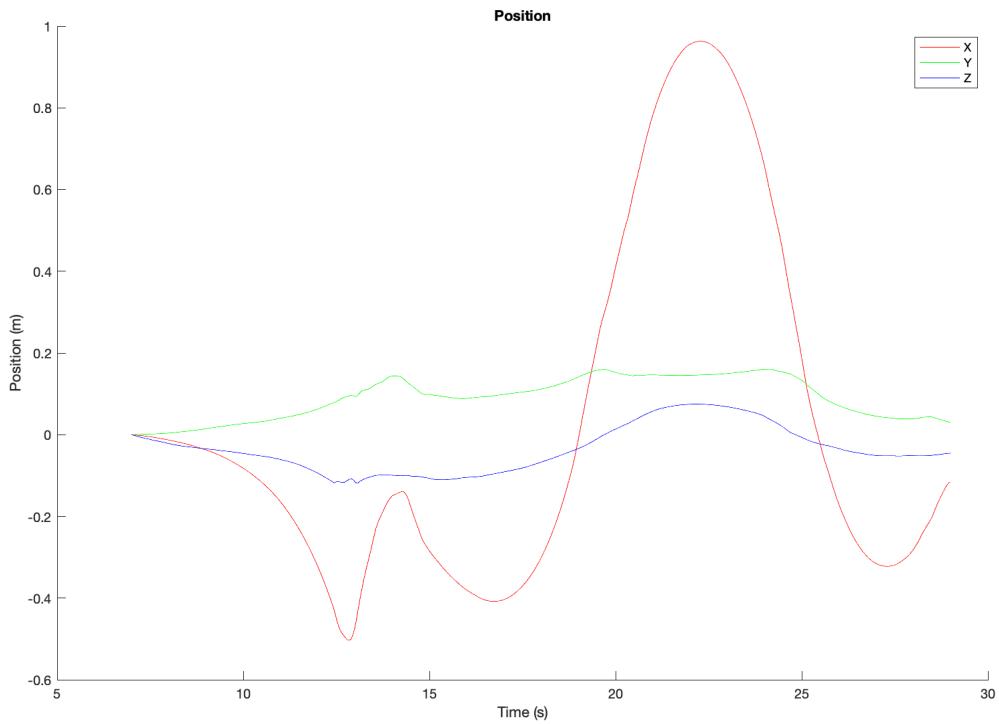
(a) Eixo x - Velocidade



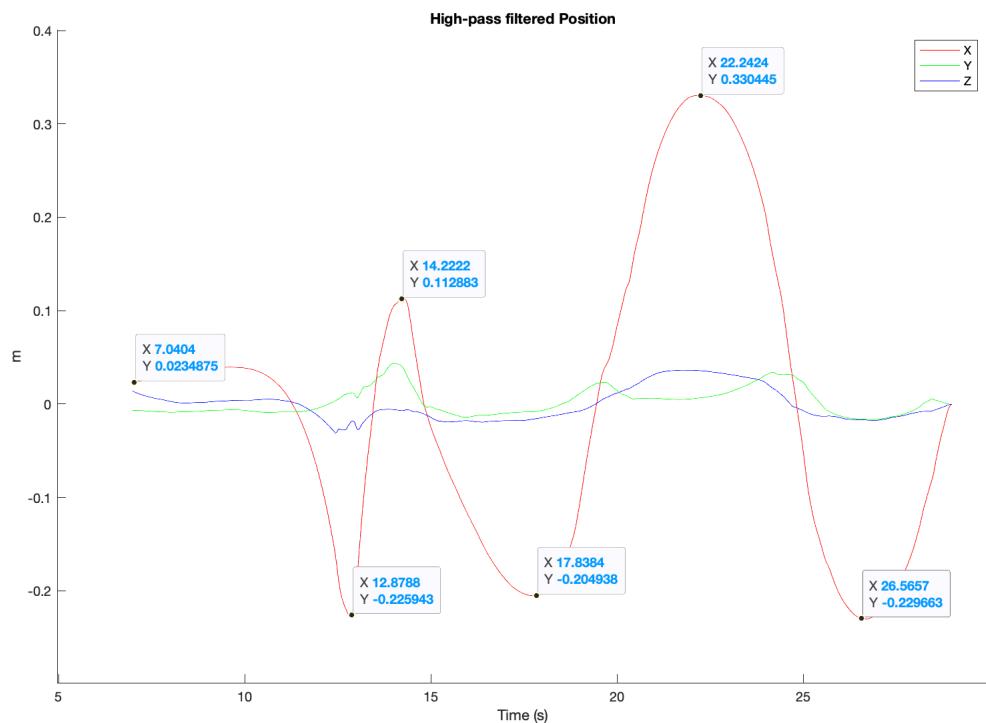
(b) Eixo x - Velocidade após filtro passa-alta

Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 45 – Eixo x - Gráficos de posição



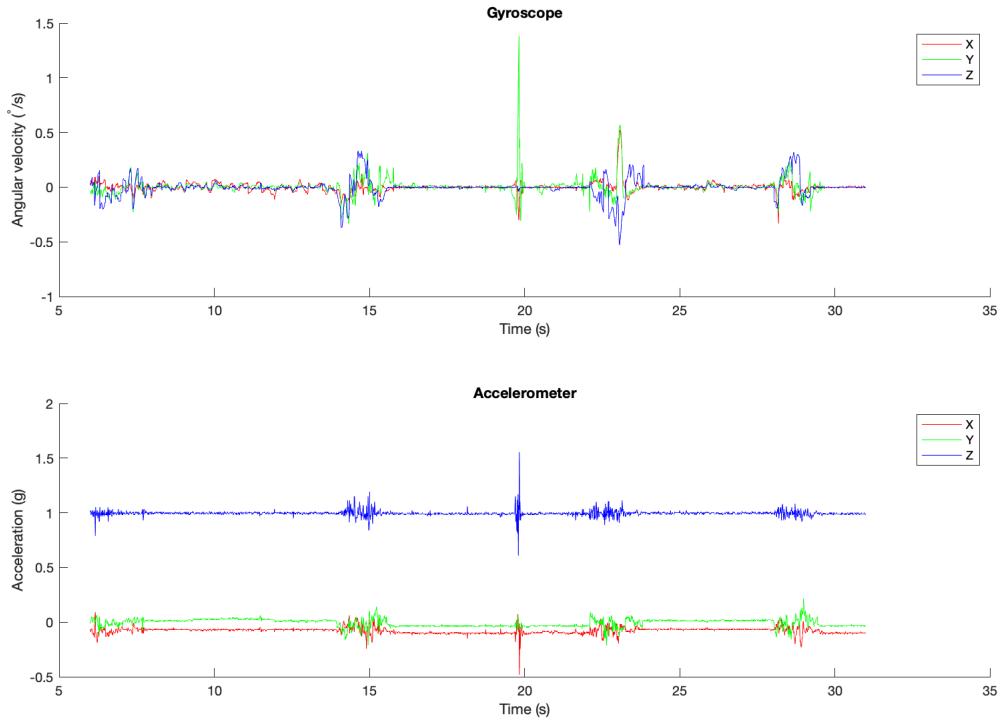
(a) Eixo x - Posição



(b) Eixo x - Posição após filtro passa-alta

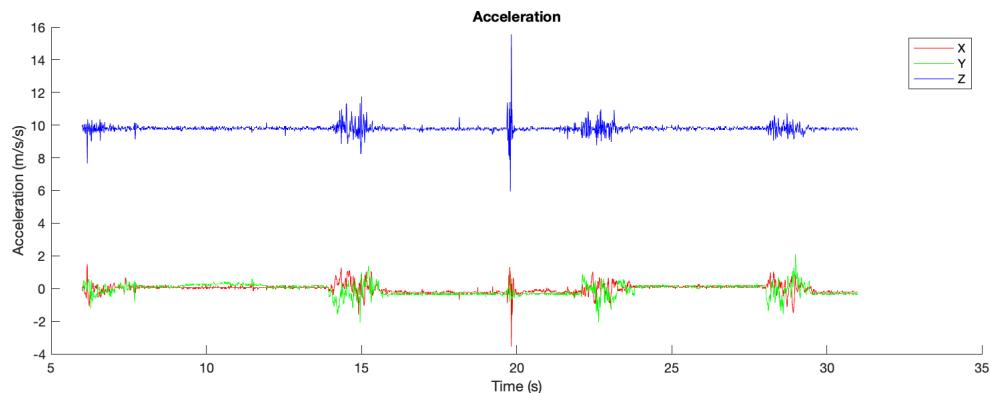
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 46 – Eixo y - Dados brutos



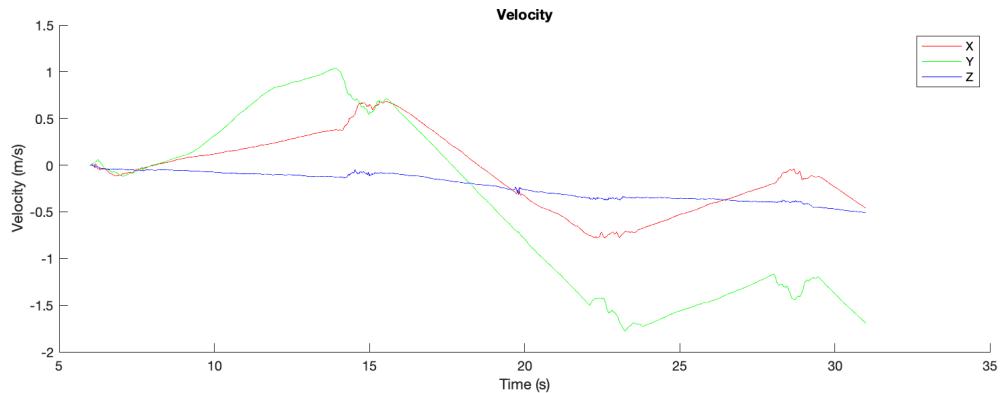
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 47 – Eixo y - Aceleração com orientação

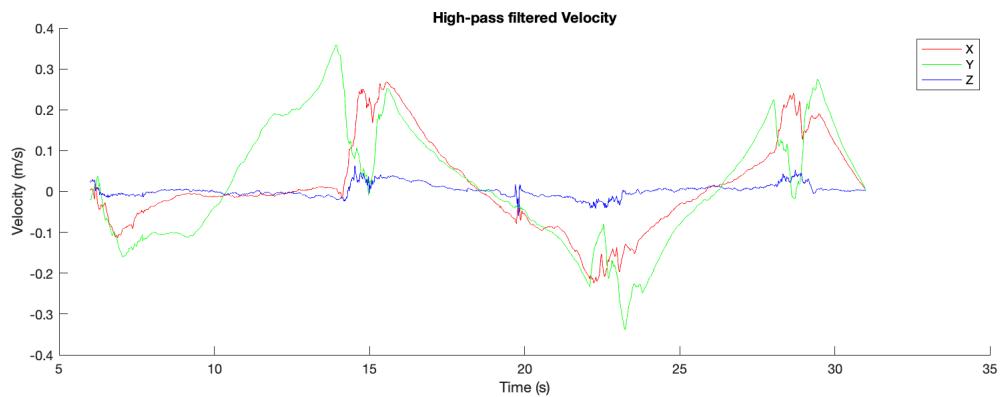


Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 48 – Eixo y - Gráficos de velocidade



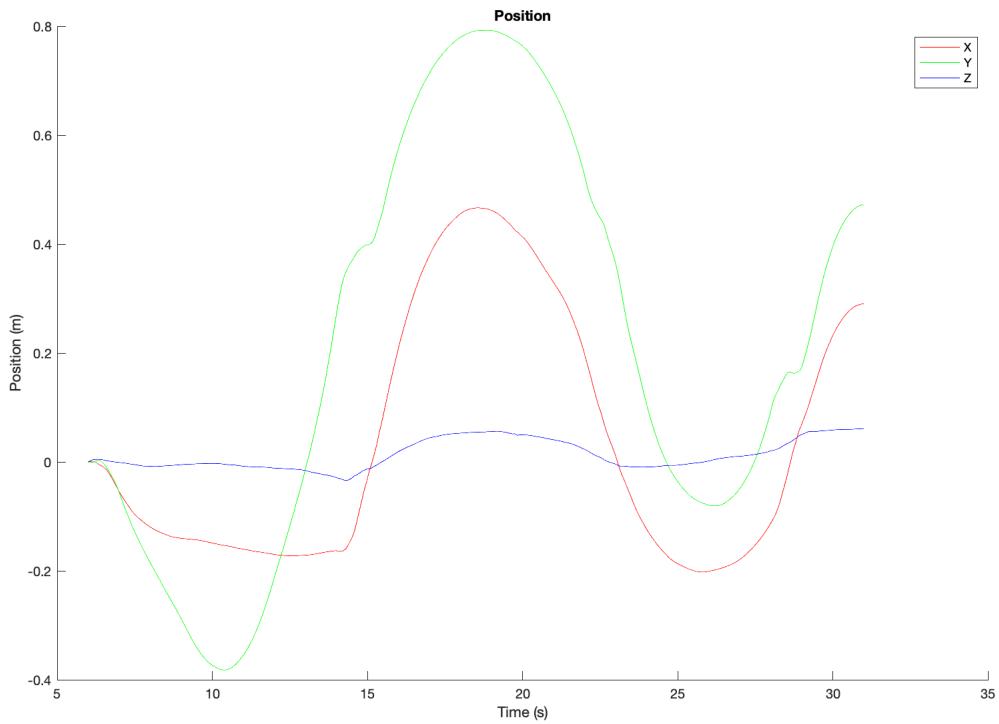
(a) Eixo y - Velocidade



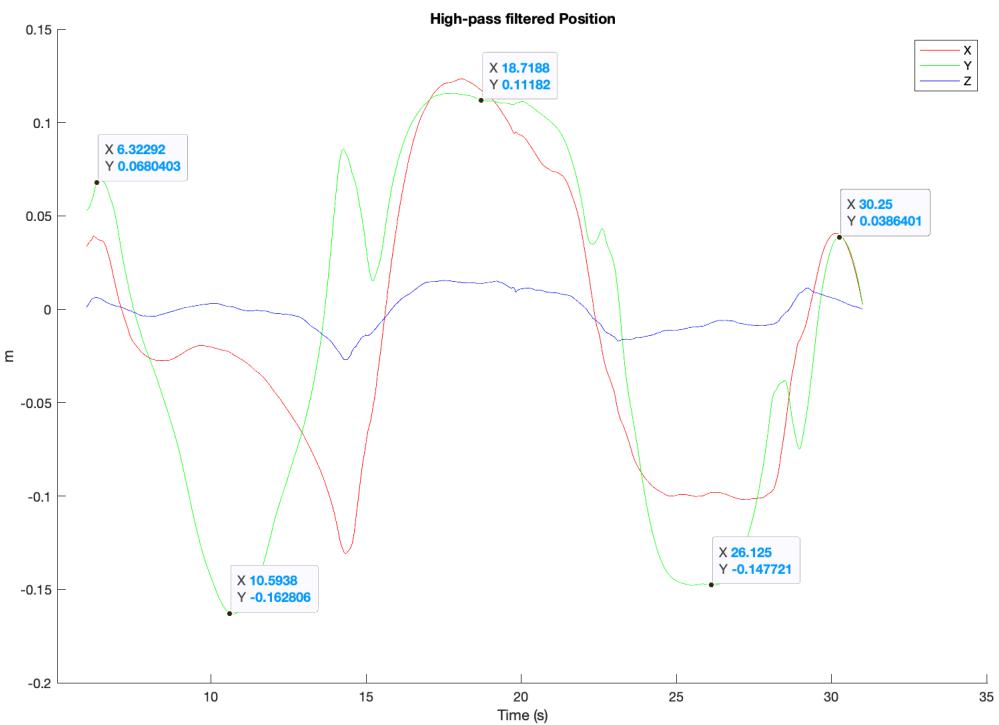
(b) Eixo y - Velocidade após filtro passa-alta

Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 49 – Eixo y - Gráficos de posição



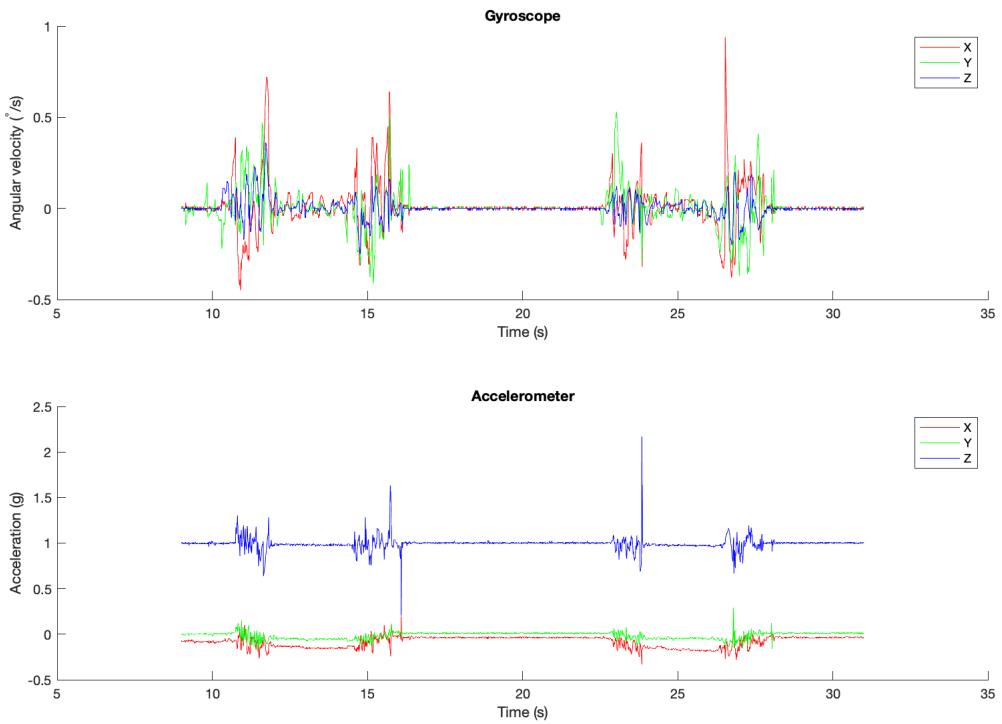
(a) Eixo y - Posição



(b) Eixo y - Posição após filtro passa-alta

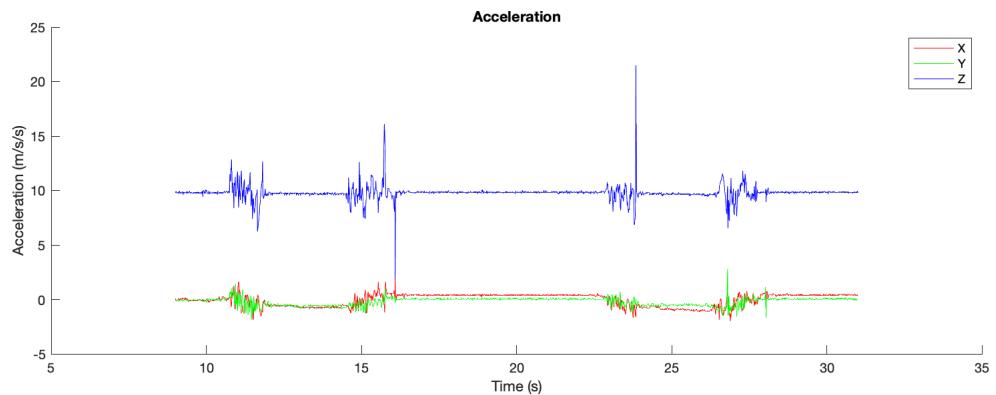
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 50 – Eixo z - Dados brutos



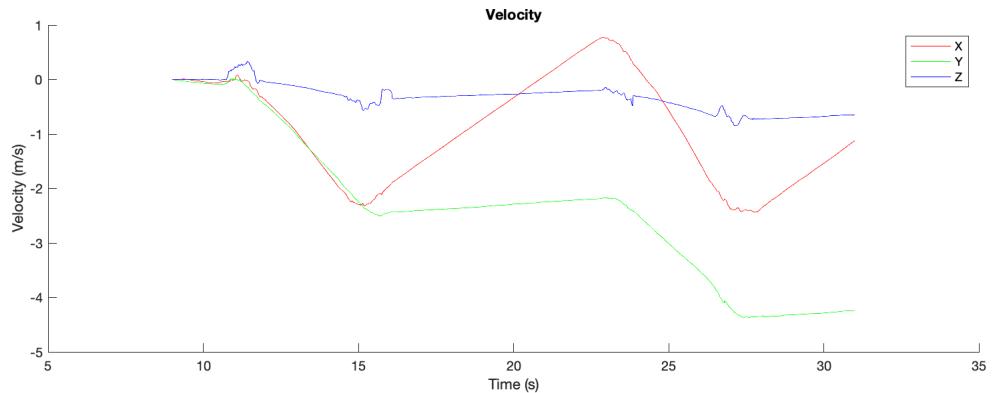
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 51 – Eixo z - Aceleração com orientação

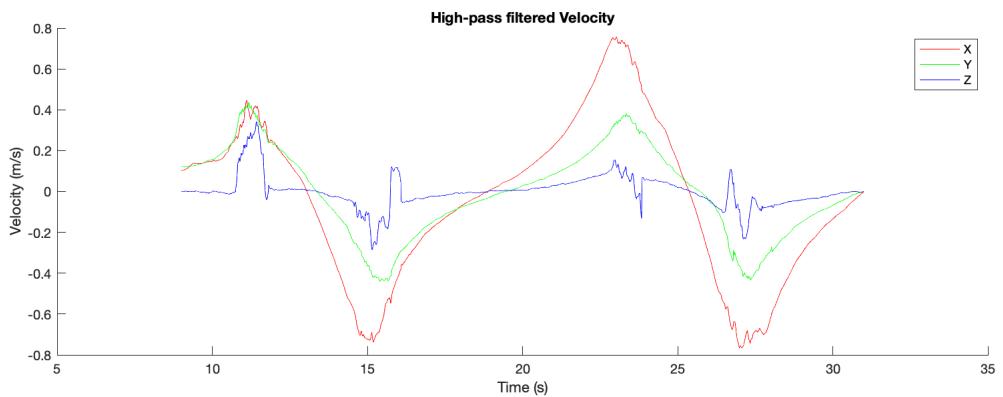


Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 52 – Eixo z - Gráficos de velocidade



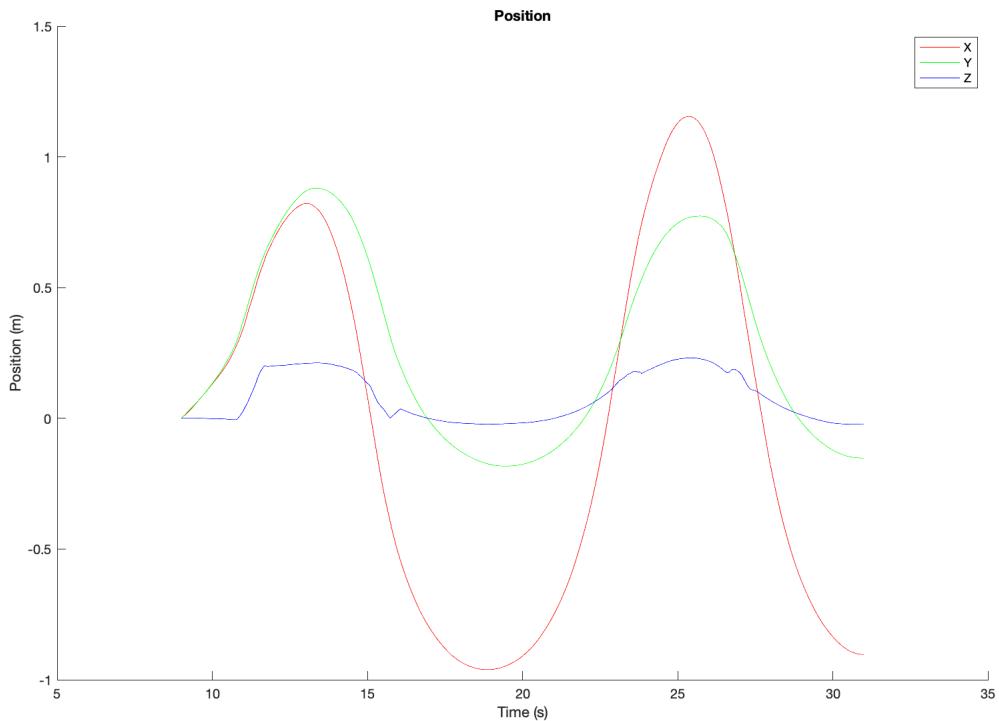
(a) Eixo z - Velocidade



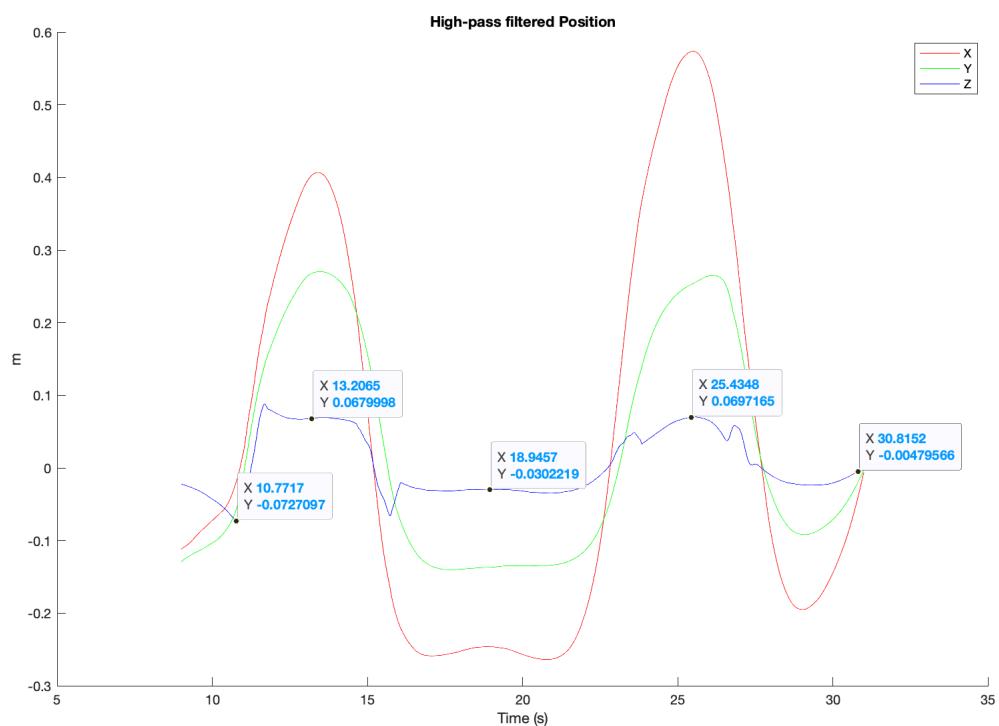
(b) Eixo z - Velocidade após filtro passa-alta

Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 53 – Eixo z - Gráficos de posição



(a) Eixo z - Posição

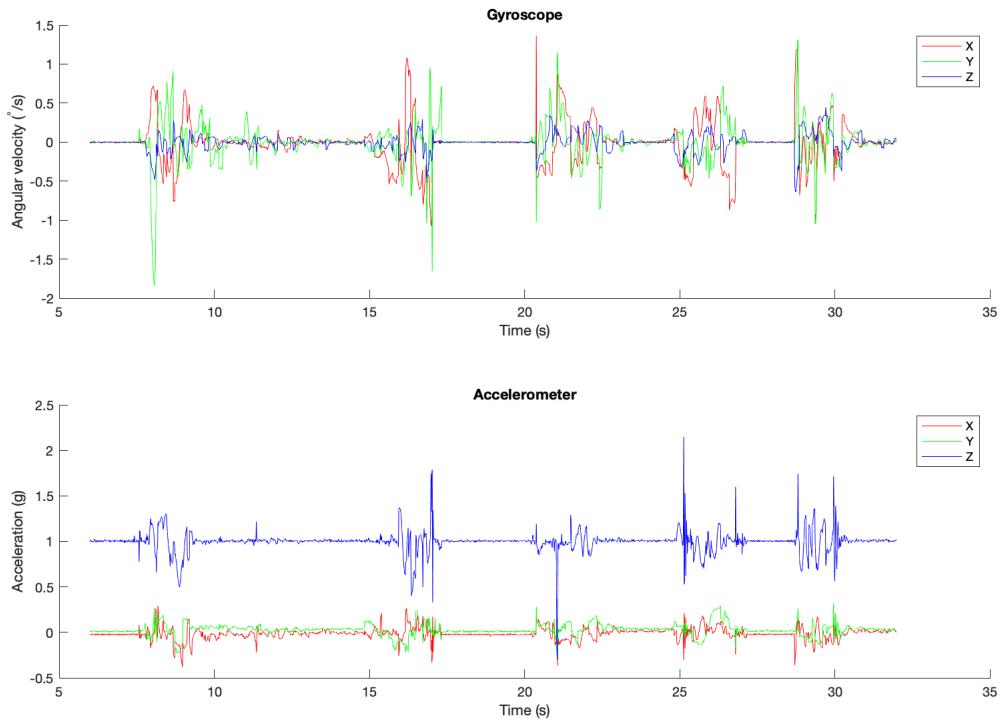


(b) Eixo z - Posição após filtro passa-alta

Fonte: Elaborado pelas autoras

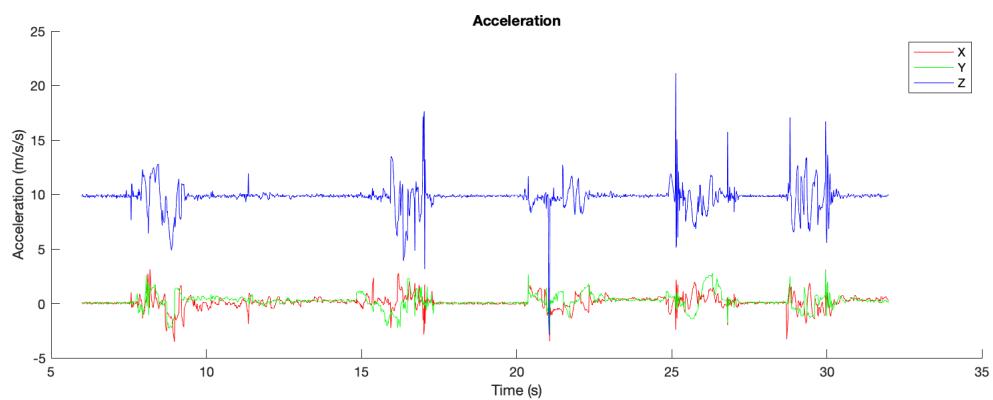
Por fim, os gráficos registrados para a movimentação em “L” podem ser observados nas Figuras 54 a 57.

Figura 54 – Movimento em “L” - Dados brutos



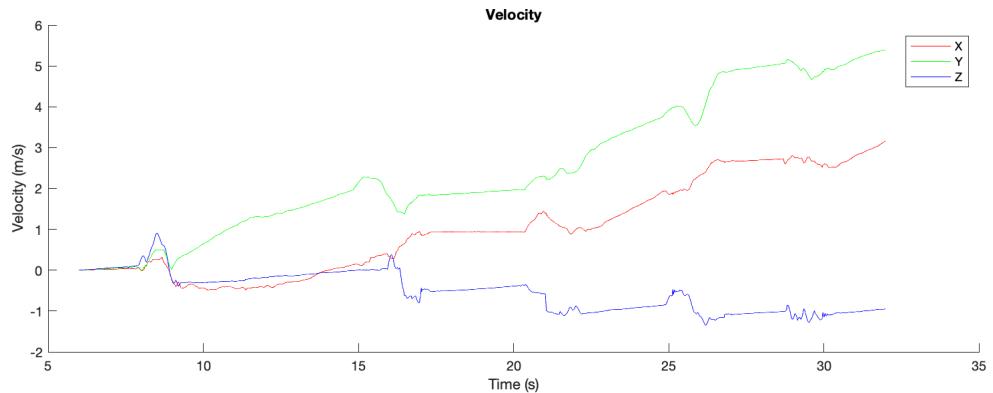
Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 55 – Movimento em “L” - Aceleração com orientação

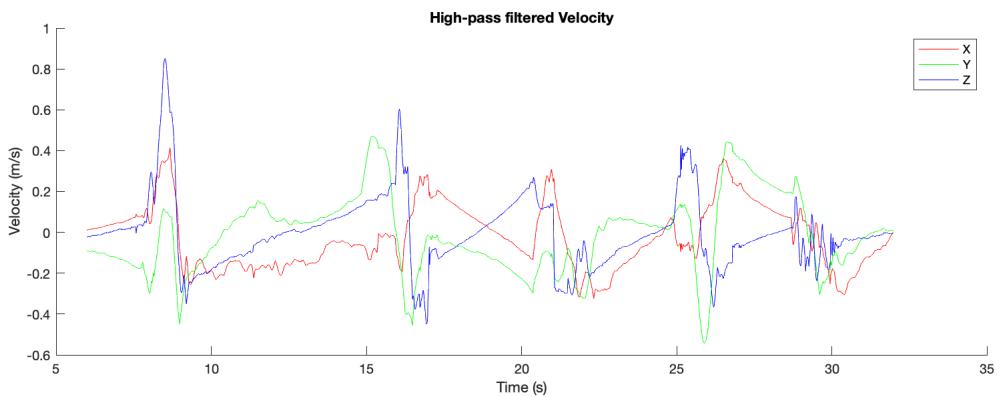


Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 56 – Movimento em “L” - Gráficos de velocidade



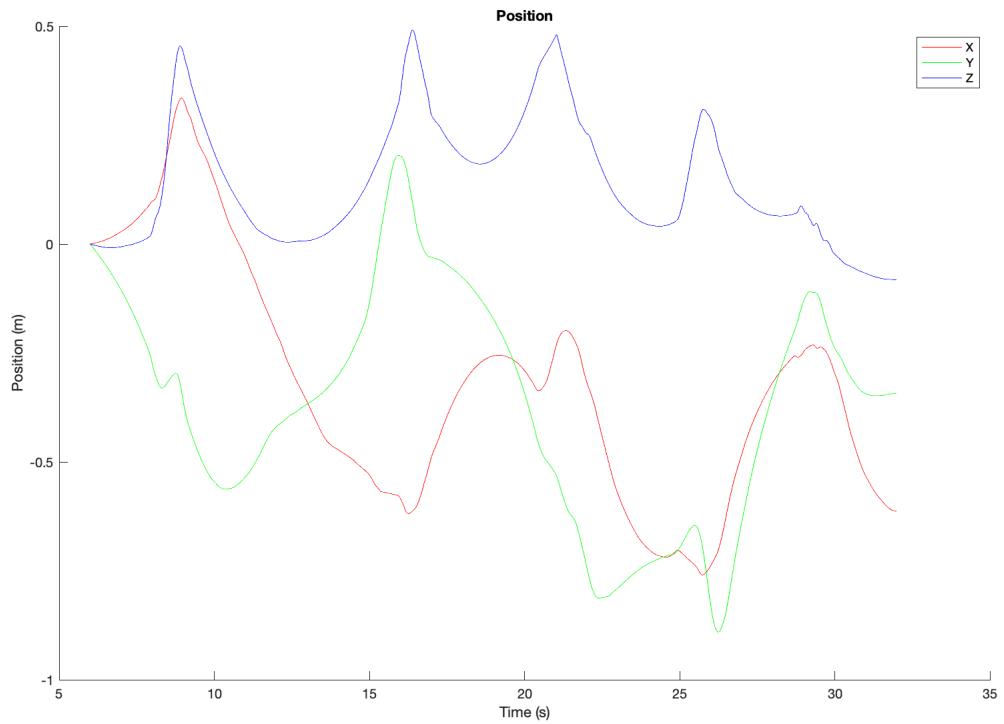
(a) Movimento em “L” - Velocidade



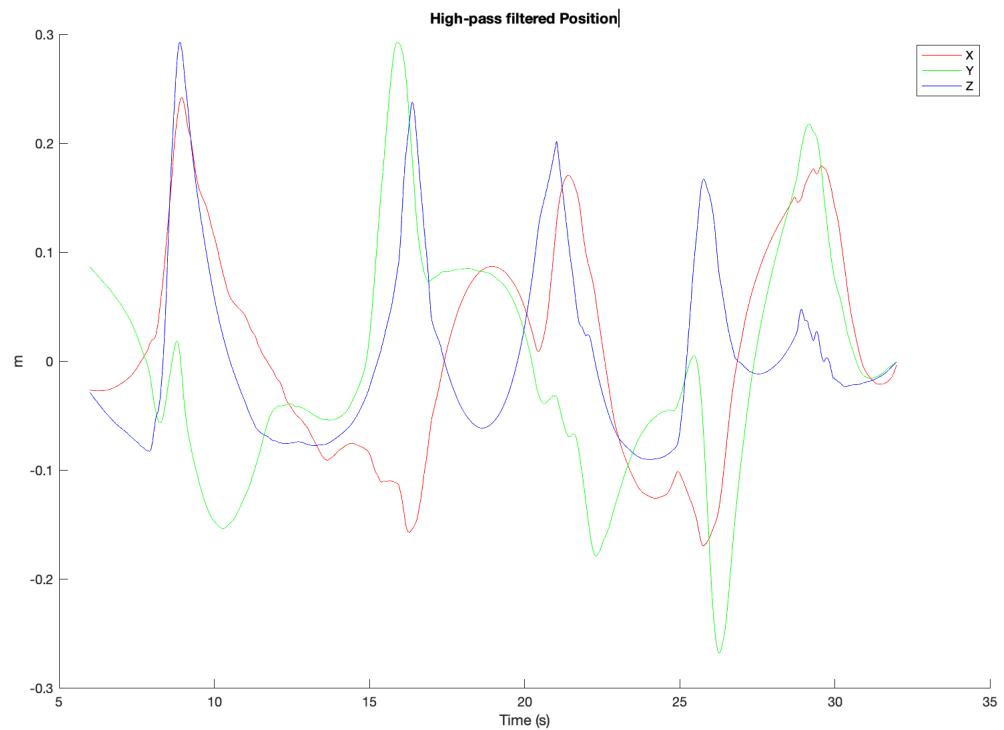
(b) Movimento em “L” - Velocidade após filtro passa-alta

Fonte: Elaborado pelas autoras

Figura 57 – Movimento em “L” - Gráficos de posição



(a) Movimento em “L” - Posição



(b) Movimento em “L” - Posição após filtro passa-alta

Fonte: Elaborado pelas autoras

14.5 Orçamento

Os custos médios referentes à fabricação do protótipo encontram-se no Quadro 1 abaixo.

Quadro 1 – Preços dos componentes para fabricação de uma placa de aquisição

Componente	Descrição	Preço unitário
ESP32-DEVKITV1	Placa Esp32 Wifi/Bluetooth	R\$ 92,00
MPU6050	Acelerômetro e Giroscópio 3 Eixos 6 DOF	R\$ 18,90
TP4056	Módulo Carregador de Bateria de Lítio	R\$ 7,02
XL6009E1	Módulo Regulador de Tensão Step Up Ajustável DC-DC	R\$ 16,50
Li-Ion 18650	Bateria de Lítio 2200mAh	R\$ 64,90
Placa de fenolite virgem	10x5 cm	R\$ 2,50
Percloreto de ferro	para 500ml de solução	R\$ 18,50
Protótipo do copo	Impressão 3D	R\$ 60,00
		Total: R\$ 280,32

15 DISCUSSÕES

A partir da revisão bibliográfica, nota-se que a avaliação da reabilitação de membros superiores normalmente ocorre de forma subjetiva, como através do AMAT e do Protocolo de Desempenho Físico de Fugl-Meyer, os quais não contemplam a detecção de variações sutis no movimento e podem ter divergência de acordo com o avaliador. Outras soluções para a avaliação são caras e não viáveis para muitas clínicas e laboratórios de pesquisa, como o sistema de análise de movimento 3D, apesar de sua precisão e confiabilidade. Ainda, opções como a eletromiografia também dependem do valor de investimento e de cuidados diversos para que a aquisição de resultados seja não invasiva e confiável. Esses fatores acabam por justificar a pesquisa da aplicação de sensores para o estudo do movimento humano, como ocorre com o sensor outREACH ([HUGHES et al., 2019](#)). Ainda, observa-se a necessidade de ser possível obter as informações sem que o sistema corresponda a um vestível, uma vez que muitos protocolos utilizam de EENM como terapia complementar.

15.1 Estudo do protocolo de reabilitação

O estudo do protocolo de reabilitação tinha por objetivo o entendimento de para quem ele é destinado, necessidades do paciente e dos profissionais com relação ao objeto a ser manipulado e aos dados de interesse a serem adquiridos e analisados, respectivamente.

Sobre as necessidades do invólucro, evidenciou-se a necessidade do formato cilíndrico para uma maior facilidade de preensão, assim como uma superfície não completamente lisa, uma vez que o objeto é utilizado na realização do treino com estimulação elétrica funcional para AVD de beber um copo de água.

Quanto aos dados necessários, observou-se que as informações mais analisadas eram a velocidade do movimento, juntamente de seus picos e variações ([HUGHES et al., 2019; SILVA, 2020](#)). Ainda, foi decidido o processamento dos dados para obter dados de posição, uma vez que são mais fáceis de interpretar.

15.2 Aquisição de dados

A aquisição de dados foi feita de forma a ocorrer em duas etapas: configuração do circuito através de código desenvolvido através da IDE do Arduíno e do recebimento e registro dos dados brutos por meio de um *software* desenvolvido em Python. Após a aquisição, há o processamento dos dados brutos por meio de códigos desenvolvidos no MATLAB.

A aquisição dos dados incluiu a realização da calibração do MPU6050, porém a biblioteca “Adafruit_MPU6050” não oferecia suporte para a calibração. Dado este fato, a calibração foi realizada através da aquisição dos dados enquanto o sistema estava parado, com posterior cálculo

de média de desvio e subtração desses valores diretamente na medição, no Apêndice B, essa etapa pode ser observada por meio da definição das constantes de correção nas linhas 9 a 15. Esse método, apesar de prático, não é o mais refinado para tal função. Existem métodos que podem ser estudados e comparados para que seja encontrada a melhor calibração para a aplicação deste projeto, como o *maximum a posteriori* (MAP), desvio estático com definição de desvio permitido e otimização de Gauss-Newton (SILVA, 2020; KOK; HOL; SCHÖN, 2017).

O recebimento e registro dos dados por meio do software em Python cumpriu sua função ao fornecer de maneira simplificada e intuitiva o arquivo CSV para processamento dos dados brutos. Algumas melhorias possíveis seriam: controle de frequência de aquisição dos dados, início e fim da aquisição disparados por botões, ao invés de ser determinado pela quantidade de amostras, dessa forma, seria possível um maior controle do ciclo de aquisição.

Por fim, a exibição dos gráficos de processamento dos dados auxilia na melhor visualização dos resultados e da função de cada etapa do processamento. Quanto aos métodos aplicados para o processamento, serão discutidos na seção de “Teste e análise dos resultados”. Por fim, o MATLAB é um *software* confiável com diversos recursos, porém seu preço inviabiliza a utilização do sistema por alguns laboratórios e profissionais de saúde, por isso, seria essencial a conversão da etapa de processamento de dados para uma linguagem de amplo acesso, como Python, e estudo da compatibilidade com os resultados obtidos por MATLAB.

15.3 Desenvolvimento do protótipo do copo instrumentalizado

O desenvolvimento do protótipo se deu pela construção do circuito impresso e, também, pela aquisição do copo por impressão 3D. Nessa etapa, houve grande influência das dificuldades impostas pela pandemia, dada a impossibilidade do acesso ao LABCIBER e sua infraestrutura.

A placa de circuito impresso cumpriu sua função ao possibilitar a aquisição dos dados de forma sem fio. Porém, há necessidade de ser estudado um circuito complementar de proteção aos componentes e um módulo *step up* mais seguro, que não permita variações da corrente por meio do trimpot. Essas necessidades foram evidenciadas pela queima de um dos microcontroladores durante a aquisição dos resultados. Além disso, deve ser remanejado o layout da placa para que a mesma possa incluir mais componentes, inclusive um módulo magnetômetro, cuja necessidade será discutida na próxima seção.

Quanto ao desenvolvimento do copo, suas características atendem às necessidades evidenciadas durante a revisão bibliográfica e, ainda, comporta o circuito desenvolvido para a aquisição de dados, um benefício frente a outra alternativa que seria a fixação externa, dificultando o manuseio. Porém, há necessidade de ser revisada a forma de fixar o circuito impresso no interior do invólucro, uma vez que, durante a aquisição de dados, o mesmo se deslocou, causando a leitura de dados indesejados. Esse fator impossibilitou a utilização do invólucro durante os testes.

Outro objetivo quanto ao protótipo, era que o mesmo fosse de baixo custo, por isso, foi

realizado o orçamento ilustrado no Quadro 1. O valor final para a produção de um protótipo é de R\$ 280,32, com os itens comprados em varejo e sem a utilização dos recursos do LABCIBER e da universidade.

15.4 Teste e análise dos resultados

O método de avaliação escolhido foi a movimentação do protótipo por trajetórias conhecidas sem comparação com imagens obtidas por sistemas de análise de movimento 3D, devido à pandemia.

Inicialmente, avaliou-se apenas o protótipo em repouso. Como pode ser observado na Figura 38, ocorrem ruídos na transmissão, sendo que os valores obtidos deveriam ser zero para os dados do giroscópio e do acelerômetro, exceto no eixo z do acelerômetro devido à gravidade. Isso ocorre, possivelmente, devido ao método utilizado para calibração do dispositivo e, também, pela ausência do estabelecimento de limites estacionários como realizado por Madgwick (ago. 2017).

A medição de sensores não perfeitos, ou seja, aqueles que possuem desvios de medição resultam em um crescente erro, o qual cresce com o tempo, devido às integrações que são realizadas. A primeira integração leva a um crescimento linear, já a segunda integração, a um crescimento quadrático. O comportamento de crescimento linear do desvio pode ser observado na Figura 40a. Para que isso seja evitado, é realizada a filtragem dos sinais integrados por filtros passa-alta. Dessa forma, pode-se observar pelas Figuras 40 e 41 que a filtragem auxilia na contenção do erro. Apesar de a variação de posição obtida com o protótipo em repouso ser pequena, para a dimensão do movimento realizado, que é a movimentação dos membros superiores numa distância da ordem de centímetros, ela se torna expressiva por ser da ordem de milímetros.

Quando analisadas as movimentações nos eixos x, y e z (lados de 26 cm, 15 cm e 12 cm da caixa, respectivamente), pode-se reconhecer o padrão de ida e volta em cada aresta da caixa, porém, observa-se o registro de variações nas movimentações nos eixos que não são o analisado, além da movimentação superior a esperada do próprio eixo analisado. O experimento foi realizado de forma que a movimentação nos eixos não analisados fosse a mínima possível.

No eixo x, por exemplo, já é possível notar comportamento indesejado nas medições do giroscópio, conforme a Figura 42. A variação angular no eixo Y ultrapassa $2^\circ/s$, em módulo, mesmo assegurando-se de que o sistema fosse mantido na horizontal durante a medição. Ao observar o gráfico de aceleração, também é observável variação, tão grande quanto a variação proposital do eixo x, no eixo z. Esse comportamento se reflete no gráfico de velocidade (Figura 44a), porém há contenção do mesmo por meio da filtragem passa-alta (Figura 44b). A partir da Figura 45b, tem-se que os ciclos de movimentação possuem deslocamentos iguais a, aproximadamente, 25 cm, 23 cm, 31 cm, 53 cm e 55 cm. O aumento do erro é um comportamento

característico de sistemas que utilizam *dead rocking*, devido, nesse caso, a necessidade de ajustes no método utilizado para que os erros sejam contidos no eixo de interesse.

No eixo y, o comportamento presente no eixo x se repete. As medições de deslocamento, obtidas por meio da Figura 49b, são iguais a, aproximadamente, 22 cm, 27 cm, 25 cm e 17 cm. Da mesma forma que no eixo x, as medições de giroscópio, observadas na Figura 42, introduzem erro na etapa de AHRS, uma vez que é responsável por determinar a direção do movimento, ou seja, o aumento observado de movimentação dos eixos x e y, nesse caso, pode ser resultado dessa influência, dado que o eixo com mais variação de velocidade angular foi o z.

No eixo z, os mesmos problemas são observados. As medições de deslocamento adquiridas pela Figura 53b foram iguais a, aproximadamente, 14 cm, 10 cm, 10 cm e 6 cm. Da mesma forma, são observados registros de velocidade angular nos três eixos para esse caso (Figura 50), o que pode resultar no registro da movimentação indesejada dos eixos x e y.

Quanto à movimentação em “L”, por não possuir a restrição de manter os eixos não analisados o mais estáticos possíveis, é aquela com maior distorção com relação aos dados esperados. Porém, ainda é possível observar o comportamento de primeiro ocorrer um deslocamento no eixo z para depois ocorrer deslocamento no eixo y (subida) e deslocamento no eixo y para posterior deslocamento no eixo z (descida). Apesar de detectável e reconhecível a tendência do movimento, os valores registrados de deslocamento são distantes do esperado, uma vez que o eixo x deveria possuir pequena movimentação, o eixo z deveria variar 26 cm e o eixo y deveria variar 15 cm. Ainda, como há rotação do sistema nessa movimentação, seria necessário um componente capaz de determinar a orientação da gravidade com relação a Terra. Por serem utilizados somente os sensores iniciais, define-se que a gravidade deverá ser subtraída do eixo z, o que não é verdade para sistemas que rotacionam nos três eixos.

Os erros observados podem ser resultado do método insuficiente de calibração do dispositivo, ou seja, como consequência das variações observadas no experimento com o sistema em repouso, além da utilização apenas de sensores giroscópio e acelerômetro para esse protótipo. Adicionar um magnetômetro ao sistema auxiliaria na determinação da orientação do sistema, assim como adicionar câmeras ou um sistema de banda ultra larga auxiliaria na aquisição dos dados de posição (KOK; HOL; SCHÖN, 2017). As últimas duas opções, porém, encareceriam o projeto, por isso, recomenda-se a aplicação do magnetômetro e o estudo de métodos de AHRS e de diminuição do *drift* gerado pelo *dead rocking*, como filtros de Kalman e sistema AHRS de Mahony (SILVA, 2020; KOK; HOL; SCHÖN, 2017; MADGWICK; HARRISON; VAIDYANATHAN, 2011).

16 CONCLUSÕES

O objetivo principal deste projeto era o estudo do desenvolvimento de um copo instrumentalizado para aquisição de dados de cinemática em reabilitação utilizando sensores inerciais, como o MPU6050 que contém giroscópio e acelerômetro, para que fosse obtido um sistema de avaliação quantitativo confiável, preciso e barato para avaliação.

Para implementação, foram projetado e executado o protótipo (copo e circuito impresso); aplicados alguns repositórios encontrados na obtenção de dados, como o caso do sistema de aquisição em Python; adaptados sistemas de processamento dos dados brutos, como ocorreu com o processamento em MATLAB; e desenvolvido o código de configuração do sistema de aquisição, código desenvolvido na IDE do Arduíno.

Os resultados dos testes com o protótipo final demonstraram tendência ao comportamento desejado, porém com presença de erros devido a calibração do dispositivo MPU6050; ausência de sistema de detecção de orientação para base, como magnetômetro; e limitações do método utilizado para obter tais informações a partir da dados de acelerômetro e giroscópio.

Este projeto serviu como base para verificar a dificuldade que envolve a aquisição de dados de cinemática da movimentação humana por meio de sensores inerciais. Portanto, para que seja atingido o objetivo inicial, novos projetos devem ser realizados. Dessa forma, na seção a seguir são sugeridos tópicos de estudo.

16.1 Trabalhos futuros

Como sugestão de tópicos de estudo, são propostos:

1. Investigação sobre paciente alvo do protocolo de reabilitação, ou seja, perfil, dificuldades na realização da AVD e características necessários ao objeto cilíndrico (tamanho e peso);
2. Estudo bibliográfico e implementação de métodos de calibração de sensores inerciais e MARG;
3. Estudo bibliográfico e implementação de modelos AHRS e *dead reckoning*;
4. Melhorias no protótipo de aquisição de dados (placa de circuito impresso e copo);
5. Conversão do processamento de dados brutos para linguagem acessível;
6. Quantização dos erros de medição e processamento por meio da comparação com outros sistemas de aquisição de dados, como o sistema de análise de movimento 3D;
7. Unificação das etapas de aquisição e processamento em uma interface com o usuário.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, R. J. d. O. et al. Quaternios: indo além dos números complexos. Pesqueira, 2021.
- ALONSO, K. C. **Estimulação elétrica neuromuscular associada a movimentos funcionais e repetitivos: avaliação da efetividade desta abordagem terapêutica desenvolvida para reabilitação dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia.** 2015. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2015.
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. **Instrumentação E Fundamentos de Medidas. Volume 2 .** [S.I.]: Grupo Gen-LTC, 2000.
- BEAUREGARD, S.; HAAS, H. Pedestrian dead reckoning: A basis for personal positioning. **Proceeding of the 3rd Workshop on Positioning, Navigation and Communication (WPNC'06),** 2006.
- BERNSTEIN, J. et al. An overview of mems inertial sensing technology. **Sensors**, v. 20, n. 2, p. 14–21, 2003.
- BOYER, C. B.; MERZBACH, U. C. **História da matemática.** [S.I.]: Editora Blucher, 2019.
- CACHO, E. W. A.; MELO, F. R. L. V.; OLIVEIRA, R. Avaliação da recuperação motora de pacientes hemiplégicos através do protocolo de desempenho físico fugl-meyer. **Revista Neurociências**, v. 12, n. 2, p. 94 – 102, 2004.
- CACHO, E. W. A. et al. Upper limb assessment in tetraplegia: clinical, functional and kinematic correlations. **International journal of rehabilitation research**, v. 34, n. 1, p. 65–72, mar. 2011.
- CARPINELLA, I.; CATTANEO, D.; FERRARIN, M. Quantitative assessment of upper limb motor function in multiple sclerosis using an instrumented action research arm test. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 67, 2014.
- CASTRO, M. C. F. D.; CLIQUET JR., A. Artificial sensorimotor integration in spinal cord injured subjects through neuromuscular and electrotactile stimulation. **Artificial Organs**, v. 24, n. 9, p. 710–717, 2000. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1046/j.1525-1594.2000.06569.x>>.
- CORONA, F. et al. Quantitative assessment of upper limb functional impairments in people with parkinson's disease. **Clinical Biomechanics**, v. 57, p. 137 – 143, 2018. ISSN 0268-0033. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003318303541>>.
- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. Anatomia humana e sistêmica e segmentar. In: **Anatomia humana e sistêmica e segmentar.** [S.I.: s.n.], 2004.
- DEFINO, H. L. Trauma raquimedular. **Medicina (Ribeirão Preto)**, v. 32, n. 4, p. 388–400, 1999.
- ENG, J.; MILLER, W. et al. Rehabilitation: From bedside to community following spinal cord injury. **Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence, 2nd edn.** Vancouver: SCIRE Project, 2006.
- ESPRESSIF SYSTEMS. **ESP32 Series Datasheet.** [S.I.], 2020.

- EVES, H. W. **Introdução à história da matemática.** [S.l.]: Unicamp, 1995.
- FADDA, L. et al. Upper limb movements in dementia with lewy body: a quantitative analysis. **Experimental Brain Research**, v. 237, p. 1–6, 08 2019.
- FENU, G.; STERI, G. Imu based post-traumatic rehabilitation assessment. In: . [S.l.: s.n.], 2010.
- FERNANDES, I.; SILVA, D.; OLIVEIRA, S. Proposta para reconstrução de trajetória do movimento de marcha através de sensores inerciais e dead reckoning. In: . [S.l.: s.n.], 2018.
- FERRARO, M. et al. Assessing the motor status score: A scale for the evaluation of upper limb motor outcomes in patients after stroke. **Artificial organs**, v. 16, n. 283, 2002.
- FEZARI, M.; DAHOUD, A. A. Integrated development environment “ide” for arduino. **WSN applications**, Researchgate, p. 1–12, 2018.
- FLOP, F. **Módulo Carregador de Bateria de Lítio TP4056.** s.d. Disponível em: <<https://www.filipeflop.com/produto/modulo-carregador-de-bateria-de-litio-tp4056/>>.
- GILAT, A. **Matlab com aplicações em engenharia.** [S.l.]: Bookman Editora, 2009.
- GUYTON, A. C. **Fisiologia humana.** [S.l.]: Rio de Janeiro: Guanabara, 1996.
- HALL, J. E. **Guyton & Hall - Tratado de Fisiologia Médica.** [S.l.]: Elsevier Editora Ltda, 2011.
- HUGHES, C. M. L. et al. Quantitative assessment of upper limb motor function in ethiopian acquired brain injured patients using a low-cost wearable sensor. **Frontiers in Neurology**, v. 10, n. 1323, 2019.
- INVENSENSE INC. **MPU-6000/MPU-6050 Product Specification.** [S.l.], 2012.
- JAMBERSI, A. B.; SILVA, S. d. A sutileza dos quatérnions no movimento de rotação de corpos rígidos. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 38, n. 2, 2016.
- JR., F. M. M. et al. International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. **Spinal cord**, v. 35, p. 266–274, maio 1997.
- KAMAKURA, N. et al. Patterns of static prehension in normal hands. **The american Journal of Occupational Therapy**, v. 34, n. 7, p. 437–445, jun. 1980.
- Knorr, B. et al. Quantitative measures of functional upper limb movement in persons after stroke. In: **Conference Proceedings. 2nd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, 2005.** [S.l.: s.n.], 2005. p. 252–255.
- KOK, M.; HOL, J. D.; SCHÖN, T. B. Using inertial sensors for position and orientation estimation. **arXiv preprint arXiv:1704.06053**, 2017.
- LATT, W. T.; VELUVOLU, K. C.; ANG, W. T. Drift-free position estimation of periodic or quasi-periodic motion using inertial sensors. **sensors**, 2011.
- LENZ, J.; EDELSTEIN, S. Magnetic sensors and their applications. **IEEE Sensors journal**, IEEE, v. 6, n. 3, p. 631–649, 2006.

- LI, X.; XIAO, W.; FEI, Y. Status quo and developing trend of mems-gyroscope technology. In: IEEE. **2015 Fifth International Conference on Instrumentation and Measurement, Computer, Communication and Control (IMCCC)**. [S.I.], 2015. p. 727–730.
- LUNDY-EKMAN, L. **Neuroscience-E-Book: Fundamentals for Rehabilitation**. [S.I.]: Elsevier Health Sciences, 2013.
- LYLE, R. C. A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. **Int. J. Rehab. Research**, v. 4, n. 4, p. 483–492, 1981.
- MADGWICK, S. **Gait tracking with x-IMU**. ago. 2017. Disponível em: <<https://github.com/xioTechnologies/Gait-Tracking-With-x-IMU>>.
- _____. **Oscillatory motion tracking with x-IMU**. out. 2017. Disponível em: <<https://github.com/xioTechnologies/Oscillatory-Motion-Tracking-With-x-IMU>>.
- MADGWICK, S. O.; HARRISON, A. J.; VAIDYANATHAN, R. Estimation of imu and margin orientation using a gradient descent algorithm. In: IEEE. **2011 IEEE international conference on rehabilitation robotics**. [S.I.], 2011. p. 1–7.
- Maier, A.; Sharp, A.; Vagapov, Y. Comparative analysis and practical implementation of the esp32 microcontroller module for the internet of things. In: **2017 Internet Technologies and Applications (ITA)**. [S.I.: s.n.], 2017. p. 143–148.
- MANKAR, J. et al. Review of i2c protocol. **International Journal of Research in Advent Technology**, Citeseer, v. 2, n. 1, 2014.
- MCDONALD, I.; COMPSTON, A. Chapter 6 - the symptoms and signs of multiple sclerosis. In: COMPSTON, A. et al. (Ed.). **McAlpine's Multiple Sclerosis (Fourth Edition)**. Fourth edition. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2006. p. 287 – 346. ISBN 978-0-443-07271-0. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780443072710500082>>.
- MILLS, K. R. The basics of electromyography. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 76, p. ii32–ii35, 2005.
- MORLIN, A. C. G. et al. Concordância e tradução para o português do teste de habilidade motora do membro superior - thmms. **Revista Neurociências**, v. 14, n. 2, p. 6 – 9, 2006.
- MOURÃO, F. da S.; MEJIA, D. P. M. Abordagem funcional na reabilitação pós traumatismo da medula espinhal. s.d.
- NAM, E. **Python App for Data Sampling via Serial to CSV file**. jul. 2021. Disponível em: <<https://github.com/0015/Python-Data-Sampling-App>>.
- NANJING TOP POWER ASIC CORP. **P4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8**. [S.I.], s.d.
- NATHAN, D. E.; JOHNSON, M. J.; MCGUIRE, J. R. Design and validation of low-cost assistive glove for hand assessment and therapy during activity of daily living-focused robotic stroke therapy. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 46, n. 5, p. 587–602, 2009.
- POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. **Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho**. [S.I.]: Manole, 2000.

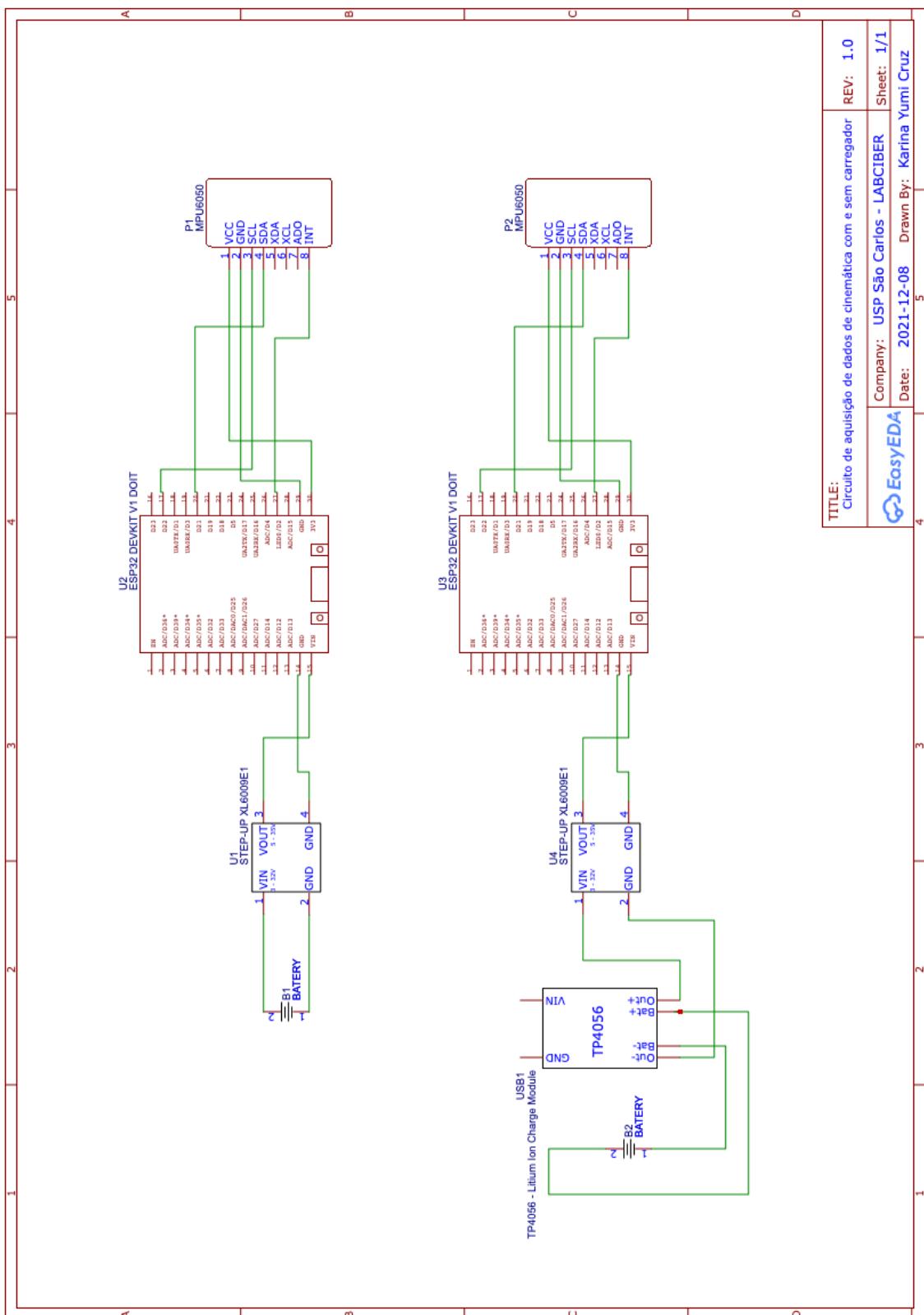
- RANDELL, C.; DJIALLIS, C.; MULLER, H. Personal position measurement using dead reckoning. 2005.
- REED, B. The physiology of neuromuscular electrical stimulation. **Pediatric Physical Therapy**, v. 9, p. 96–102, 1997.
- REFT, J.; HASAN, Z. Trajectories of target reaching arm movements in individuals with spinal cord injury: Effect of external trunk support. **Spinal cord**, v. 40, p. 186–191, 05 2002.
- RICCI, N. et al. Velocidade de marcha e autoeficácia em quedas em indivíduos com hemiparesia após acidente vascular encefálico. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 22, n. 2, p. 191–196, jun. 2015. Disponível em: <<http://www.revistas.usp.br/fpusp/article/view/103937>>.
- RÖNNQVIST, L.; RÖSBLAD, B. Kinematic analysis of unimanual reaching and grasping movements in children with hemiplegic cerebral palsy. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 22, p. 165–75, 03 2007.
- SAPARON, A. et al. Fpga implementation of high speed serial peripheral interface for motion controller. In: IEEE. **2012 IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications**. [S.I.], 2012. p. 78–83.
- SCALLON, G.; HEEST, A. V. Kinematic motion analysis in upper extremity cerebral palsy. **Phys Med Rehabil Int.**, v. 3, n. 5, 2016.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor control: theory and practical application**. 2. ed. EUA: Lippincott Williams and Wilkins, 2000.
- SILVA, J. V. d. C. Desenvolvimento de um módulo ahrs para aplicações de detecção de movimento do corpo humano. 2020.
- SILVA, L. F. V. d. **Método para Estimativa de Trajeto Baseado em Dados de Unidades de Medição Inercial**. 2019. Dissertação (B.S. thesis) — Brasil, 2019.
- SILVERTHORN, D. U. **Fisiologia Humana: Uma abordagem integrada**. [S.I.]: Artmed, 2017.
- SPENCER, A. P. Anatomia humana básica. In: **Anatomia humana básica**. [S.I.: s.n.], 1991.
- SRINATH, K. R. Python: The fastest growing programming language. **International Research Journal of Engineering and Technology**, v. 76, p. 354–357, 2017.
- TAMURA, T. Wearable inertial sensors and their applications. In: **Wearable Sensors**. [S.I.]: Elsevier, 2014. p. 85–104.
- VALDEZ, J.; BECKER, J. Understanding the i 2c bus. **Texas Instruments, Texas**, 2018.
- VAROTO, R. **Desenvolvimento e avaliação de um protótipo de sistema híbrido para membro superior de tetraplégicos**. 2010. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.
- WAGNER, J. M.; RHODES, J. A.; PATTER, C. Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. **Physical Therapy**, v. 88, n. 5, p. 652–663, maio 2008. ISSN 0031-9023. Disponível em: <<https://doi.org/10.2522/ptj.20070255>>.

XLSEMI. XL6009 - 400KHz 60V 4A Switching Current Boost / Buck-Boost / Inverting DC/DC Converter. [S.l.], s.d.

ZULT, T.; ALLSOP, J.; TABERNERO, J. e. a. A low-cost 2-d video system can accurately and reliably assess adaptive gait kinematics in healthy and low vision subjects. **Sci Rep**, v. 9, n. 18385, 2019.

Apêndices

APÊNDICE A – DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE CINEMÁTICA COM E SEM CARREGADOR



APÊNDICE B – CÓDIGO DE CONFIGURAÇÃO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE CINEMÁTICA E OBTENÇÃO DE DADOS BRUTOS - IDE ARDUÍNO

```

1 #include <Adafruit_MPU6050.h>
2 #include <Adafruit_Sensor.h>
3 #include <Wire.h>
4 #include "BluetoothSerial.h"
5
6 #define I2C_SDA 21 // Port of ESP32 which is connected to SDA ...
7           of MPU6050
8 #define I2C_SCL 22 // Port of ESP32 which is connected to SCL ...
9           of MPU6050
10
11 #define GYRO_X_CALIBRATION -0.045
12 #define GYRO_Y_CALIBRATION 0.000
13 #define GYRO_Z_CALIBRATION -0.018
14
15 #define ACCEL_X_CALIBRATION -0.139
16 #define ACCEL_Y_CALIBRATION 0.009
17 #define ACCEL_Z_CALIBRATION -0.101
18
19 // Checking if bluetooth is enable
20 #if !defined(CONFIG_BT_ENABLED) || ...
21           !defined(CONFIG_BLUEDROID_ENABLED)
22 #error Bluetooth is not enabled! Please run `make menuconfig` ...
23           to and enable it
24 #endif
25
26
27 const int MPU_addr = 0x68; // I2C address of the MPU-6050
28
29 void setup() {
30
31   Serial.begin(115200);
32   Wire.begin();

```

```
33
34 I2CMPU.begin(I2C_SDA, I2C_SCL);
35
36 if (!mpu.begin(104, &I2CMPU, 0x68)) {
37     while (1) {
38         delay(10);
39     }
40 }
41
42 delay(100);
43
44 mpu.setAccelerometerRange(MPU6050_RANGE_4_G);
45 mpu.setGyroRange(MPU6050_RANGE_2000_DEG);
46
47 SerialBT.begin("ESP32_VAMO");
48 Serial.println("The device started, now you can pair it with ...
        bluetooth!");
49
50 delay(100);
51 }
52
53 void loop() {
54
55 //delay(7); // To make sampling rate around 100hz
56
57 sensors_event_t a, g, temp;
58 mpu.getEvent(&a, &g, &temp);
59
60 SerialBT.print(g.gyro.x - GYRO_X_CALIBRATION );
61 SerialBT.print(", ");
62 SerialBT.print(g.gyro.y - GYRO_Y_CALIBRATION );
63 SerialBT.print(", ");
64 SerialBT.print(g.gyro.z - GYRO_Z_CALIBRATION );
65 SerialBT.print(", ");
66
67 SerialBT.print(a.acceleration.x/9.80665 - ACCEL_X_CALIBRATION);
68 SerialBT.print(", ");
69 SerialBT.print(a.acceleration.y/9.80665 - ACCEL_Y_CALIBRATION);
70 SerialBT.print(", ");
71 SerialBT.println(a.acceleration.z/9.80665 - ...
        ACCEL_Z_CALIBRATION);
72
```

73	}
----	---

APÊNDICE C – CÓDIGO DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE CINEMÁTICA - PYTHON

```

1 import csv
2 import queue
3 import re
4 import threading
5 from time import perf_counter
6
7 import PySimpleGUI as py_simple_gui
8 import serial_comm as serial_comm
9
10
11 class Application:
12
13     def __init__(self, *args, **kwargs):
14         super(Application, self).__init__(*args, **kwargs)
15         baud_rate = 115200
16         gui_queue = queue.Queue()
17         serial_connector = serial_comm.SerialObj(baud_rate)
18
19         headerFont = ('Helvetica', 16)
20         middleFont = ('Helvetica', 14)
21         contextFont = ('Helvetica', 12)
22         smallFont = ('Helvetica', 10)
23         py_simple_gui.theme('DarkBlue')
24
25         layout = [[py_simple_gui.Text('Serial Data Acquirer', ...
26             font=headerFont)],
27             [py_simple_gui.Text('Select serial port:', font=contextFont)],
28             [py_simple_gui.Listbox(values=[x[0] for x in ...
29                 serial_comm.SerialObj.get_ports()],
30                 size=(40, 6),
31                 key='_SERIAL_PORT_LIST_',
32                 font=contextFont,
33                 enable_events=True)],
34             [py_simple_gui.Button('Serial Port Reload', size=(20, 1), ...
35                 font=smallFont)],
36             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_CONFIRM_', size=(40, ...
37                 1), font=middleFont, ), ],
38             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_ERROR_', size=(40, ...
39                 1), font=middleFont, ), ],
40             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_STATUS_', size=(40, ...
41                 1), font=middleFont, ), ],
42             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_MESSAGE_', size=(40, ...
43                 1), font=middleFont, ), ],
44             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_LOG_', size=(40, ...
45                 1), font=middleFont, ), ],
46             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_CONSOLE_', size=(40, ...
47                 1), font=middleFont, ), ],
48             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_DIAGNOSTIC_', size=(40, ...
49                 1), font=middleFont, ), ],
50             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_INFORMATION_', size=(40, ...
51                 1), font=middleFont, ), ],
52             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_SETTINGS_', size=(40, ...
53                 1), font=middleFont, ), ],
54             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_HELP_', size=(40, ...
55                 1), font=middleFont, ), ],
56             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_ABOUT_', size=(40, ...
57                 1), font=middleFont, ), ],
58             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_EXIT_', size=(40, ...
59                 1), font=middleFont, ), ],
60             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_INFORMATION_', size=(40, ...
61                 1), font=middleFont, ), ],
62             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_SETTINGS_', size=(40, ...
63                 1), font=middleFont, ), ],
64             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_HELP_', size=(40, ...
65                 1), font=middleFont, ), ],
66             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_ABOUT_', size=(40, ...
67                 1), font=middleFont, ), ],
68             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_EXIT_', size=(40, ...
69                 1), font=middleFont, ), ],
70             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_INFORMATION_', size=(40, ...
71                 1), font=middleFont, ), ],
72             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_SETTINGS_', size=(40, ...
73                 1), font=middleFont, ), ],
74             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_HELP_', size=(40, ...
75                 1), font=middleFont, ), ],
76             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_ABOUT_', size=(40, ...
77                 1), font=middleFont, ), ],
78             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_EXIT_', size=(40, ...
79                 1), font=middleFont, ), ],
80             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_INFORMATION_', size=(40, ...
81                 1), font=middleFont, ), ],
82             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_SETTINGS_', size=(40, ...
83                 1), font=middleFont, ), ],
84             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_HELP_', size=(40, ...
85                 1), font=middleFont, ), ],
86             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_ABOUT_', size=(40, ...
87                 1), font=middleFont, ), ],
88             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_EXIT_', size=(40, ...
89                 1), font=middleFont, ), ],
90             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_INFORMATION_', size=(40, ...
91                 1), font=middleFont, ), ],
92             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_SETTINGS_', size=(40, ...
93                 1), font=middleFont, ), ],
94             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_HELP_', size=(40, ...
95                 1), font=middleFont, ), ],
96             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_ABOUT_', size=(40, ...
97                 1), font=middleFont, ), ],
98             [py_simple_gui.Text(' ', key='_SERIAL_PORT_EXIT_', size=(40, ...
99                 1), font=middleFont, )],
100            ]
101        ]
102    
```

```

34 [py_simple_gui.Text('Buad Rate: {} bps'.format(baud_rate), ...  

35     size=(40, 1), font=middleFont, ), ],  

36 [py_simple_gui.Text('How many samples?', font=contextFont, ), ...  

37     py_simple_gui.VerticalSeparator(),  

38 py_simple_gui.Input(do_not_clear=True, enable_events=True, ...  

39     key='_SAMPLE_IN_', font=contextFont, )],  

40  

41 [py_simple_gui.HorizontalSeparator()],  

42 [py_simple_gui.Text('Serial Comm Status', font=contextFont, ...  

43     pad=((6, 0), (20, 0))), ],  

44 [py_simple_gui.Text('', key='_OUTPUT_', size=(40, 2), ...  

45     font=middleFont, ), ],  

46 [py_simple_gui.Button('Start', key='_ACT_BUTTON_', ...  

47     font=middleFont, size=(40, 1), pad=((0, 0), (0, 0))), ],  

48 [py_simple_gui.Button('Exit', font=middleFont, size=(40, 1), ...  

49     pad=((0, 0), (20, 0))), ],  

50 [py_simple_gui.Text('ThatProject - Version: 0.1', ...  

51     justification='right', size=(50, 1), font=smallFont, ), ]]  

52  

53 self.window = py_simple_gui.Window('Serial Data Acquirer', ...  

54     layout, size=(320, 440), keep_on_top=True)  

55  

56 while True:  

57     event, values = self.window.Read(timeout=100)  

58  

59     if event is None or event == 'Exit':  

60         break  

61  

62     if event == 'Serial Port Reload':  

63         self.get_ports()  

64  

65     if event == '_SERIAL_PORT_LIST_':  

66         self.window['_SERIAL_PORT_CONFIRM_'].update(  

67             value=self.window['_SERIAL_PORT_LIST_'].get()[0])  

68  

69     if event == '_SAMPLE_IN_' and values['_SAMPLE_IN_'] and ...  

70         values['_SAMPLE_IN_'][-1] not in ('0123456789'):  

71         self.window['_SAMPLE_IN_'].update(values['_SAMPLE_IN_'][:-1])  

72  

73     if event == '_ACT_BUTTON_':  

74         print(self.window[event].get_text())  

75     if self.window[event].get_text() == 'Start':  

76

```

```

66
67 if len(self.window['_SERIAL_PORT_LIST_'].get()) == 0:
68     self.popup_dialog('Serial Port is not selected yet!', 'Serial ...
69             Port', contextFont)
70
71 elif len(self.window['_SAMPLE_IN_'].get()) == 0:
72     self.popup_dialog('Set Sampling Count', 'Sampling Number ...
73             Error', contextFont)
74
75 else:
76     self.stop_thread_trigger = False
77     self.thread_serial = ...
78         threading.Thread(target=self.start_serial_comm,
79     args=(serial_connector,
80           self.window[
81               '_SERIAL_PORT_LIST_'].get()[0],
82               int(self.window[
83                   '_SAMPLE_IN_'].get()),
84               gui_queue, lambda: self.stop_thread_trigger),
85     daemon=True)
86
87     self.thread_serial.start()
88     self.window['_ACT_BUTTON_'].update('Stop')
89
90 else:
91     self.stop_thread_trigger = True
92     self.thread_serial.join()
93     self.window['_ACT_BUTTON_'].update('Start')
94
95 try:
96     message = gui_queue.get_nowait()
97 except queue.Empty:
98     message = None
99
100 if message is not None:
101     self.window['_OUTPUT_'].Update(message)
102     if 'Done' in message:
103         self.window['_ACT_BUTTON_'].update('Start')
104         self.popup_dialog(message, 'Success', contextFont)
105
106 self.window.Close()
107
108 def popup_dialog(self, contents, title, font):

```



```
142
143 except OSError as error:
144     print(error)
145
146 except UnicodeDecodeError as error:
147     print(error)
148
149 serial_connector.disconnect()
150 time_taken = (perf_counter() - start_time)
151 sampling_rate = sample_num / time_taken
152 gui_queue.put('Sampling Rate: {} hz :::: ...'
153     Done!'.format(int(sampling_rate)))
154
155 def csv_writer(self, filename, index, data):
156     with open(filename, 'a') as f:
157         writer = csv.writer(f, delimiter=",", quoting=csv.QUOTE_NONE, ...
158             escapechar=' ')
159         writer.writerow([index, re.sub(r"\s+", "", data), 0, 0,
160                         0]) # Dummy data for magnetometers, it doesn't use ...
161                         magnetometer in matlab.
162
163 if __name__ == '__main__':
164     Application()
```

APÊNDICE D – CÓDIGO DE PROCESSAMENTO DOS DADOS BRUTOS - MATLAB

```
1 clear;
2 close all;
3 clc;
4 addpath('Quaternions');
5 addpath('ximu_matlab_library');
6
7 % -----
8 % Select dataset (comment in/out)
9
10 % filePath = 'Datasets/parado';
11 % startTime = 0;
12 % stopTime = 28;
13 % samplePeriod = 1/103;
14
15 % filePath = 'Datasets/eixoX';
16 % startTime = 7;
17 % stopTime = 29;
18 % samplePeriod = 1/99;
19
20 % filePath = 'Datasets/eixoY';
21 % startTime = 6;
22 % stopTime = 31;
23 % samplePeriod = 1/96;
24
25 % filePath = 'Datasets/eixoZ';
26 % startTime = 9;
27 % stopTime = 31;
28 % samplePeriod = 1/92;
29
30 % filePath = 'Datasets/l';
31 % startTime = 6;
32 % stopTime = 32;
33 % samplePeriod = 1/76;
34
35 % filePath = 'Datasets/l2';
36 % startTime = 7;
```

```
37 % stopTime = 40;
38 % samplePeriod = 1/71;
39
40 filePath = 'Datasets/boca';
41 startTime = 5;
42 stopTime = 46;
43 samplePeriod = 1/64;
44
45 % -----
46 % Import data
47
48 xIMUdata = xIMUdataClass(filePath, ...
    'InertialMagneticSampleRate', 1/samplePeriod);
49 time = xIMUdata.CalInertialAndMagneticData.Time;
50 gyrX = xIMUdata.CalInertialAndMagneticData.Gyroscope.X;
51 gyrY = xIMUdata.CalInertialAndMagneticData.Gyroscope.Y;
52 gyrZ = xIMUdata.CalInertialAndMagneticData.Gyroscope.Z;
53 accX = xIMUdata.CalInertialAndMagneticData.Accelerometer.X;
54 accY = xIMUdata.CalInertialAndMagneticData.Accelerometer.Y;
55 accZ = xIMUdata.CalInertialAndMagneticData.Accelerometer.Z;
56 clear('xIMUdata');
57
58 % -----
59 % Manually frame data
60
61 % startTime = 0;
62 % stopTime = 10;
63
64 indexSel = find(sign(time-startTime)+1, 1) : ...
    find(sign(time-stopTime)+1, 1);
65 time = time(indexSel);
66 gyrX = gyrX(indexSel, :);
67 gyrY = gyrY(indexSel, :);
68 gyrZ = gyrZ(indexSel, :);
69 accX = accX(indexSel, :);
70 accY = accY(indexSel, :);
71 accZ = accZ(indexSel, :);
72
73 %% Plot data raw sensor data
74
75 figure('Position', [9 39 900 600], 'NumberTitle', 'off', ...
    'Name', 'Sensor Data');
```

```

76 ax(1) = subplot(2,1,1);
77 hold on;
78 plot(time, gyrX, 'r');
79 plot(time, gyrY, 'g');
80 plot(time, gyrZ, 'b');
81 title('Gyroscope');
82 xlabel('Time (s)');
83 ylabel('Angular velocity (^circ/s)');
84 legend('X', 'Y', 'Z');
85 hold off;
86 ax(2) = subplot(2,1,2);
87 hold on;
88 plot(time, accX, 'r');
89 plot(time, accY, 'g');
90 plot(time, accZ, 'b');
91 title('Accelerometer');
92 xlabel('Time (s)');
93 ylabel('Acceleration (g)');
94 legend('X', 'Y', 'Z');
95 hold off;
96 linkaxes(ax, 'x');
97
98 % -----
99 %% Compute orientation
100
101 quat = zeros(length(time), 4);
102 AHRSalgorithm = AHRS('SamplePeriod', 1/256, 'Kp', 1, 'KpInit', 1);
103
104 % Initial convergence
105 initPeriod = 2;
106 indexSel = 1 : find(sign(time-(time(1)+initPeriod))+1, 1);
107 for i = 1:2000
108     AHRSalgorithm.UpdateIMU([0 0 0], [mean(accX(indexSel)) ...
109         mean(accY(indexSel)) mean(accZ(indexSel))]);
110 end
111 % For all data
112 for t = 1:length(time)
113     AHRSalgorithm.Kp = 0;
114     AHRSalgorithm.UpdateIMU(deg2rad([gyrX(t) gyrY(t) ...
115         gyrZ(t)]), [accX(t) accY(t) accZ(t)]);
116     quat(t,:) = AHRSalgorithm.Quaternion;

```

```
116 end
117
118 % -----
119 % Compute translational accelerations
120
121 %Rotate body accelerations to Earth frame
122 acc = quaternRotate([accX accY accZ], quaternConj(quat));
123
124 %Convert acceleration measurements to m/s/s
125 acc = acc * 9.81;
126
127 %Plot translational accelerations
128 figure('Position', [9 39 900 300], 'NumberTitle', 'off', ...
    'Name', 'Accelerations');
129 hold on;
130 plot(time, acc(:,1), 'r');
131 plot(time, acc(:,2), 'g');
132 plot(time, acc(:,3), 'b');
133 title('Acceleration');
134 xlabel('Time (s)');
135 ylabel('Acceleration (m/s/s)');
136 legend('X', 'Y', 'Z');
137 hold off;
138
139 % -----
140 %% Compute translational velocities
141
142 acc(:,3) = acc(:,3) - 9.81;
143
144 % Integrate acceleration to yield velocity
145 vel = zeros(size(acc));
146 for t = 2:length(vel);
147     vel(t,:) = vel(t-1,:) + acc(t,:) * samplePeriod;
148 end
149
150 % Plot translational velocity
151 figure('Position', [9 39 900 300], 'NumberTitle', 'off', ...
    'Name', 'Velocity');
152 hold on;
153 plot(time, vel(:,1), 'r');
154 plot(time, vel(:,2), 'g');
155 plot(time, vel(:,3), 'b');
```

```
156 title('Velocity');
157 xlabel('Time (s)');
158 ylabel('Velocity (m/s)');
159 legend('X', 'Y', 'Z');
160 hold off;
161
162
163 % -----
164 %% High-pass filter velocity to remove drift
165
166 order = 1;
167 filtCutOff = 0.1;
168 [b, a] = butter(order, (2*filtCutOff)/(1/samplePeriod), 'high');
169 linVelHP = filtfilt(b, a, vel);
170
171 % Plot translational velocity
172 figure('Position', [9 39 900 300], 'NumberTitle', 'off', ...
    'Name', 'High-pass filtered Velocity');
173 hold on;
174 plot(time, linVelHP(:,1), 'r');
175 plot(time, linVelHP(:,2), 'g');
176 plot(time, linVelHP(:,3), 'b');
177 title('High-pass filtered Velocity');
178 xlabel('Time (s)');
179 ylabel('Velocity (m/s)');
180 legend('X', 'Y', 'Z');
181 hold off;
182
183 % -----
184 %% Compute translational position
185
186 % Integrate velocity to yield position
187 pos = zeros(size(linVelHP));
188 for t = 2:length(pos)
189     pos(t,:) = pos(t-1,:) + linVelHP(t,:)*samplePeriod;      % ...
        integrate velocity to yield position
190 end
191
192 % Plot translational position
193 figure('Position', [9 39 900 600], 'NumberTitle', 'off', ...
    'Name', 'Position');
194 hold on;
```

```
195 plot(time, pos(:,1), 'r');
196 plot(time, pos(:,2), 'g');
197 plot(time, pos(:,3), 'b');
198 title('Position');
199 xlabel('Time (s)');
200 ylabel('Position (m)');
201 legend('X', 'Y', 'Z');
202 hold off;
203
204
205 % -----
206 %% High-pass filter linear position to remove drift
207
208 order = 1;
209 filtCutOff = 0.1;
210 [b, a] = butter(order, (2*filtCutOff)/(1/samplePeriod), 'high');
211 linPosHP = filtfilt(b, a, pos);
212
213 % Plot
214 figure('Position', [9 39 900 600], 'NumberTitle', 'off', ...
    'Name', 'High-pass filtered Position');
215 hold on;
216 plot(time, linPosHP(:,1), 'r');
217 plot(time, linPosHP(:,2), 'g');
218 plot(time, linPosHP(:,3), 'b');
219 xlabel('Time (s)');
220 ylabel('m');
221 title('High-pass filtered Position');
222 legend('X', 'Y', 'Z');
223 hold off;
224
225 %-----
226 %% Plot 3D foot trajectory
227
228 % Create 6 DOF animation
229
230 SamplePlotFreq = 4;
231 Spin = 120;
232
233 SixDofAnimation(linPosHP, quatern2rotMat(quat), ...
234 'SamplePlotFreq', SamplePlotFreq, 'Trail', 'DotsOnly', ...
```

```
235 'Position', [9 39 1280 768], 'View', ...
    [(100:(Spin/(length(linPosHP)-1)):(100+Spin)), ...
     10*ones(length(linPosHP), 1)], ...
236 'AxisLength', 0.1, 'ShowArrowHead', false, ...
237 'Xlabel', 'X (m)', 'Ylabel', 'Y (m)', 'Zlabel', 'Z (m)', ...
    'ShowLegend', false, ...
238 'CreateAVI', false, 'AVIfileNameEnum', true, 'AVIfps', ...
    ((1/samplePeriod) / SamplePlotFreq));
```