



UNIVERSIDADE FEDERAL DO TOCANTINS
CAMPUS DE PALMAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO MESTRADO PROFISSIONAL EM
CIÊNCIAS DA SAÚDE

ANDREIA KÁSSIA LEMOS DE BRITO

**DESENVOLVIMENTO DE GONIÔMETRO DIGITAL PARA
MENSURAÇÃO DE AMPLITUDE ARTICULAR**

Palmas/TO
2021

ANDREIA KÁSSIA LEMOS DE BRITO

**DESENVOLVIMENTO DE GONIÔMETRO DIGITAL PARA
MENSURAÇÃO DE AMPLITUDE ARTICULAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade Federal do Tocantins como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientadora: Profa. Dra Poliana Guerino Marson
Coorientador: Prof. Msc. Gilson Tavares de Lima

Palmas/TO
2021

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Tocantins

B862d BRITO, ANDREIA KÁSSIA LEMOS DE .
DESENVOLVIMENTO DE GONIÔMETRO DIGITAL PARA
MENSURAÇÃO DE AMPLITUDE ARTICULAR. / ANDREIA KÁSSIA
LEMOS DE BRITO. – Palmas, TO, 2022.

90 f.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Universidade Federal do
Tocantins – Câmpus Universitário de Palmas - Curso de Pós-
Graduação (Mestrado) Profissional em Ciências da Saúde, 2022.

Orientadora : POLIANA GUERINO MARSON

Coorientador: GILSON TAVARES DE LIMA

1. TECNOLOGIA DE BAIXO CUSTO. 2. ARTROMETRIA
ARTICULAR. 3. GONIOMETRIA. 4. AMPLITUDE DE MOVIMENTO. I.
Título

CDD 610

TODOS OS DIREITOS RESERVADOS – A reprodução total ou parcial, de
qualquer forma ou por qualquer meio deste documento é autorizado desde
que citada a fonte. A violação dos direitos do autor (Lei nº 9.610/98) é crime
estabelecido pelo artigo 184 do Código Penal.

**Elaborado pelo sistema de geração automática de ficha catalográfica
da UFT com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).**

FOLHA DE APROVAÇÃO

ANDRÉIA KÁSSIA LEMOS DE BRITO

DESENVOLVIMENTO DE GONIÔMETRO DIGITAL PARA MENSURAÇÃO DE AMPLITUDE ARTICULAR

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade Federal do Tocantins como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Data de aprovação: ____ / ____ / ____

Banca Examinadora

Prof. Dr. Poliana Guerino Marson, UFT

Prof. Dr. Victor Rodrigues Nepomuceno, UFT

Prof. Msc. Gilson Tavares de Lima, IFTO

Prof. Dr. Marcelo Baptista Dohnert, UnirG

Palmas/TO, 2021

À minha família, pela paciência, sacrifícios e incentivo nesses últimos dois anos. Em especial ao meu Márcio, à minha Amanda e ao meu Matheus, que está a caminho.

*O êxito da vida não se mede pelo caminho que
você conquistou, mas sim pelas dificuldades
que superou no caminho.*
(Abraham Lincoln)

AGRADECIMENTOS

Prioritariamente, agradeço à Deus, pelo dom da vida, pela saúde e pelo cuidado, pois, os planos até fiz em meu coração, mas, o Senhor foi quem determinou cada passo.

À Universidade Federal do Tocantins, por viabilizar a realização deste sonho e contribuir com mais um degrau na minha jornada profissional.

À Universidade de Gurupi – UnirG, por ter aberto as portas de suas instalações para o desenvolvimento desta pesquisa.

Sou grata a todos os professores do PPGCS pelos ricos ensinamentos. Em especial, à querida orientadora, Prof^ª Dr^ª Poliana Guerino Marson, minha gratidão por compartilhar seus conhecimentos, pela atenção e pela disponibilidade em meio a tantos compromissos.

Ao meu estimado coorientador, Prof. Msc. Gilson Tavares de Lima, por ter me apresentado um universo tão rico e envolvente o qual eu ainda não conhecia. Obrigada pela paciência, orientações, disponibilidade, reuniões de sábado à tarde, por ouvir meus anseios e dificuldades e ter sempre uma palavra para me acalmar.

Aos membros da banca examinadora, Prof. Dr. Victor Rodrigues Nepomuceno e Prof. Dr. Marcelo Baptista Dohnert, por todas as considerações e contribuições feitas, que foram imprescindíveis para o enriquecimento deste trabalho.

Aos coordenadores do curso de fisioterapia da UnirG, Prof. Me. Geovane Rossone Reis e Prof^ª Me. Janne Marques da Silveira, por terem contribuído no processo de solicitação de autorização do uso das instalações da Clínica Escola de Fisioterapia da UnirG (CEF-UnirG) para efetivação deste estudo.

Aos professores do curso de fisioterapia, Prof^ª Msc. Florence Germaine Tible Lainscek, Prof^ª Me. Adalma Pereira Martins, Prof. Claudio Rychelm Carvalho de Jesus, Prof. Jonathan Jean Vilhaha e, em especial, ao meu esposo Prof. Msc. Márcio Araújo de Almeida, por terem contribuído com a coleta de dados através de sugestões e incentivo aos alunos.

A todos os acadêmicos do curso de fisioterapia que se voluntariaram e contribuíram com a coleta de dados deste estudo.

À minha querida Fernanda Alves de Oliveira, acadêmica de enfermagem, que me auxiliou com muita dedicação com anotações, registros fotográficos, organização de documentos e tabulação de dados.

RESUMO

A goniometria se refere à técnica usada para mensurações angulares. Na saúde essa técnica é aplicada na avaliação da mobilidade articular através da mensuração da amplitude do movimento. Na prática clínica existem diversos instrumentos que são utilizados para esse fim, como por exemplo: estimativa visual, flexímetro, fotogrametria computadorizada, entre outros. Porém, o goniômetro universal há décadas tem sido considerado o instrumento de primeira escolha na verificação da amplitude de movimento por apresentar vantagens como confiabilidade, baixo custo, durabilidade e simplicidade no manuseio. Apesar disso, também apresenta limitações, uma vez que a precisão das medidas depende de técnicas padronizadas, além de ser diretamente proporcional à habilidade e experiência do examinador. Por esta razão, é comum que examinadores inexperientes tenham dificuldade em realizar o procedimento, podendo interferir na confiabilidade das medidas. Neste contexto, esta pesquisa teve como objetivo construir um protótipo de goniômetro digital utilizando componentes eletrônicos de baixo custo com o intuito de tornar o processo de goniometria mais fácil e mais preciso. Este estudo trata de uma pesquisa aplicada de caráter bibliográfico e experimental, com foco na busca de componentes eletromecânicos de baixo custo que viabilizassem a construção e programação do protótipo e avaliação de desempenho de modo a comparar os resultados do protótipo aos do goniômetro universal. O protótipo foi construído utilizando a plataforma de prototipagem arduino, um módulo GY-521 integrado com o sensor MPU-6050 o qual é composto por um acelerômetro e um giroscópio, ambos triaxiais, capaz de realizar medidas angulares a partir de cálculos de aceleração e/ou velocidade angular. Além disso, foram utilizados outros dispositivos como *display OLED*, *push button*, *jumpers*, *protoboards* a fim de dar robustez ao equipamento e aumentar a autonomia do mesmo. Durante a avaliação de desempenho o equipamento apresentou resultados muito discrepantes do goniômetro universal, com confiabilidade intraexaminador fraca ($CCI = -0,282$) ao comparar os dois equipamentos, indicando necessidade de melhorias na programação e revisão da estrutura física do circuito, a fim de tornar os resultados das medidas equivalentes aos resultados do goniômetro universal.

Palavras-chaves: Tecnologia de baixo custo. Artrometria articular. Goniometria. Amplitude de movimento.

ABSTRACT

Goniometry refers to the technique used for angular measures. In the health system area such technique is applied in the assessment of the joint mobility through measuring the range of motion (ROM). In clinical practice, there are several instruments that are used for this purpose, such as: visual estimation, fleximeter, computerized photogrammetry, among others. However, the universal goniometer has been considered the first-choice instrument in the verification of ROM for decades because of its advantages such as reliability, low cost, durability and simplicity in handling. Despite this, it also has limitations, since the accuracy of measurements depends on standardized techniques, in addition to being directly proportional to the examiner's skill and experience. For this reason, it is common for inexperienced examiners to find difficulty performing the procedure, which may interfere with the reliability of the measurements. In this context, this research aimed to build a prototype of a digital goniometer using low-cost electronic components in order to make the goniometry process easier and more accurate. This study comprises an applied research of literature review and experimental character, focusing on the search for low-cost electromechanical components that would enable the construction of the prototype and the programming for the operation of the prototype and performance evaluation in order to compare the prototype results to those of the UG. During the performance evaluation, the equipment presented very different results from the UG, with poor intra-rater reliability ($ICC = 0,282$) when comparing the two devices, pointing out the need for improvements in the programming and revision of the physical structure of the circuit, in order to make the measurement results equivalent to the UG results.

Keywords: Low-cost technology. Joint arthrometry. Goniometry. Range of motion.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Planos e eixos anatômicos	22
Figura 2 - Mensuração da ADM passiva da flexão do joelho	29
Figura 3 - Placa arduíno UNO	31
Figura 4 - Componentes da Placa do Arduíno UNO	33
Figura 5 - Diagrama de Conexão Elétrica, Portas de Entrada e Saída do Arduíno UNO	34
Figura 6 - Diagrama de Pinos do ATmega328P	35
Figura 7 - Pinos e Endereçamento do MPU-6050	36
Figura 8 - Orientação dos Eixos de Sensibilidade e Polaridade de Rotação	37
Figura 9 - Eixo de Rotação da Articulação do Joelho e do MPU-6050	39
Figura 10 - Push Button (Botão).....	40
Figura 11 - Cabos Jumpers macho-macho	40
Figura 12 – Modelo de protoboard 830 pontos	41
Figura 13 - Display OLED/ SSD1306.....	42
Figura 14 - Fonte de alimentação externa: suporte de bateria 9V	42
Figura 15 - Screenshot Sketch Arduíno IDE	43
Figura 16 – Projeto do Circuito N°1	45
Figura 17 – Foto de Circuito N° 1 em Bancada de Teste	45
Figura 18 - Screenshot Monitor Serial com Medidas do Circuito e Sketch N°1	46
Figura 19 – Projeto do Circuito N°2.....	46
Figura 20 - Foto de Circuito N°2 em Bancada de Teste	47
Figura 21 – Projeto do Circuito N° 3.....	48
Figura 22 – Foto de Circuito N° 03	48
Figura 23 - Protótipo Montado em Case	50
Figura 24- Ângulo articular mensurado pelo PGD.....	51
Figura 25- Joelho flexionado a 90° iniciais para medida de ADM de flexão passiva.....	52
Figura 26- GU articulado em 90° e 130°.....	52
Figura 27- Cálculo de ADM de flexão passiva de joelho realizada pelo programa do PGD ...	53
Figura 28- Resultado da ADM no display do PGD.....	53
Figura 29- Medidas angulares através do acelerômetro para 3 eixos.....	57
Figura 30- Medida ADM da flexão do joelho com o PGD	58
Figura 31- Resultado de ADM de flexão de joelho (função pausa acionada).....	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais Características do MPU-6050	36
Tabela 2 - Valores brutos da ADM de flexão de joelho utilizando o GU e o PGD (n=20).	54
Tabela 3 - Valores médios da ADM de flexão de joelho utilizando GU e o PGD (n=20).....	55
Tabela 4 - Confiabilidade intra-examinador obtida com GU e PGD.	55
Tabela 5 - Custo da Construção do PGD.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	Amplitude de Movimento
GU	Goniômetro Universal (padrão)
APB	Aprendizagem Baseada em Problemas
PBL	<i>Problem Based Learning</i>
PGD	Protótipo de Goniômetro Digital
ANOVA	Análise de Variância
CEF	Clínica Escola de Fisioterapia
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
App.	Aplicativo de smartphone
DOF	<i>Degrees of Freedom</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i> (Diodo Emissor de Luz)
CA	Corrente Alternada
CC	Corrente Contínua
VCC	Voltagem de Corrente Contínua
GND	<i>Graduated Neutral Sensity Filter</i> (Terra em eletrônica)
ICSP	<i>In-Circuit Serial Programming</i>
CI	Circuito Integrado
ADC	Conversor Analógico Digital
RAM	<i>Random Access Memory</i>
ROM	<i>Read Only Memory</i>
SRAM	<i>Static Random Access Memory</i>
EEPROM	<i>Electrically Erasable Programable Reod Only Memory</i>
KB	<i>Kilobytes</i>
DMP	<i>Digital Motion Processor</i>
SCL	<i>Serial Clock</i>
SDA	<i>Serial Data</i>
XDA	<i>Master Serial Data</i>
XCL	<i>Master Serial Clock</i>
INT	<i>Interrupt</i>
OLED	<i>Organic Light Emiting Diode</i>
IDE	<i>Integratd Development Enviroment</i>
GLP	<i>General Public License</i>
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems</i>
SPI	Serial Protocolo de Interface Periférica
VIN	Entrada de Voltagem
IOREF	Tensão de Referência

LISTA DE SÍMBOLOS

3D	Tridimensional
C++	Linguagem de Programação
V	Volts
PC	Sistema de Comunicação de Eletrocomponentes
mA	MiliAmpère
mM	Milímetros
%s	Graus por Segundo
G	Força em g (aceleração linear)
µA	MicroAmpère
MHz	Megahertz

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Problema de pesquisa	14
1.1.1 Hipóteses	14
1.1.2 Delimitação de escopo	14
1.1.3 Justificativa	14
1.2 Objetivos	16
1.2.1 Objetivo geral	16
1.2.2 Objetivos específicos	16
1.3 Metodologia	16
1.3.1 Procedimentos metodológicos	17
1.3.2 Tamanho da amostra	19
1.3.3 Critérios de inclusão e exclusão	19
1.3.4 Análise de dados	19
1.3.5 Riscos e benefícios	20
1.3.6 Aspectos éticos	20
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	21
2.1 Articulações: características estruturais e do movimento	21
2.1.1 Classificação das articulações	24
2.2 Goniometria	26
2.2.1 Considerações sobre a mobilidade e goniometria da articulação do joelho	27
3 RESULTADOS E DISCUSSÃO	30
3.1 Construção do Protótipo	30
3.1.1 <i>Hardware</i>	30
3.1.1.1 Arduíno® UNO	30
3.1.1.2 Módulo GY-521/ MPU-6050	35
3.1.1.3 Acessórios: botões (<i>Push Button</i>), fios (<i>Jumpers</i>), tela de LCD (<i>Display</i>), Placa de teste (<i>Protoboard</i>) e Fonte de Alimentação Externa	38
3.1.2 <i>Software</i>	42
3.1.3 Montagem do Circuito e Algoritmos	44
3.2 Avaliação do Desempenho do Protótipo	54
3.3 Custo do protótipo	60
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	61
4.1 Limitações da pesquisa	62
4.2 Contribuições da dissertação	62

4.3 Trabalhos futuros	63
REFERÊNCIAS.....	64
APÊNDICE A – SKETCH N° 1	70
APÊNDICE B – SKETCH N° 2.....	72
APÊNDICE C – SKETCH N° 3	74
APÊNDICE D – PROTOCOLO DE PESQUISA DE APRIMORAMENTO DO PGD ..	82
ANEXO A – PARCER CONSUBSTANCIADO DO CEP.....	87

1 INTRODUÇÃO

A goniometria, nas ciências da saúde, diz respeito à técnica utilizada para medir ângulos articulares e quantificar a Amplitude de Movimento (ADM) articular. A mensuração de ADM possui finalidades diversas como estabelecer diagnósticos relativos à mobilidade musculoesquelética, estabelecimento de metas, planejamento e/ou alterações da conduta terapêutica, avaliação da eficácia das intervenções, direcionamento da fabricação de órteses e pesquisa (MARQUES, 2003; GOUVEIA et al., 2014; NORKIN E WHITE, 2016).

Há décadas o goniômetro universal (GU) tem sido considerado padrão ouro na mensuração da ADM devido seu baixo custo e, principalmente, confiabilidade dos resultados (MAY et al., 2010; SANTOS et al., 2011). Apesar das vantagens, o GU também apresenta limitações, pois, a precisão das medidas depende de técnicas assertivas e padronizadas que podem variar inter e intraexaminador, uma vez que todo o processo de medida é feito manualmente (SANTOS et al., 2011).

Além disso, os resultados da goniometria podem ser influenciados pelo modelo do goniômetro, a habilidade e experiência do examinador e a padronização do processo (MARQUES, 2003). A experiência do examinador é imperativa para a assertividade das medidas do GU. Examinadores inexperientes podem apresentar dificuldade, até mesmo, na localização dos pontos anatômicos e posicionamento do equipamento, os quais podem comprometer os valores das medidas angulares (PIRIYAPRASARTH et al., 2008; SANTOS et al., 2012; KEOGH et al., 2019).

Em contrapartida, a tecnologia tem crescido exponencialmente na produção de conhecimento científico nas últimas décadas. Costa e Silva (2019) afirmam que desde o período pós-guerra até o início do século XXI é possível observar uma expressiva expansão da atividade tecnológica na área da saúde.

Com a difusão tecnológica surgem as plataformas de prototipagem que se caracterizam por ser de baixo custo, funcionais, simples de programar, acessíveis aos projetistas amadores, hobbistas, designer e qualquer pessoa interessada em criar objetos ou ambientes interativos, viabilizando infinitas possibilidades de inovação tecnológica nas diversas áreas (AFONSO, PEREIRA E PERERIA, 2015).

Existem diversas plataformas de prototipagem, entre elas o arduíno. Este é constituído de *hardwares* e *softwares* livres com programação aberta (*open source*) com potencial para construção de protótipos e automação de objetos que podem ser usados no cotidiano, na

pesquisa e, também, aplicáveis no ensino (D'AUSÍLIO, 2012; AFONSO, PEREIRA E PEREIRA, 2015).

Neste contexto, este estudo teve como objetivo a construção e desenvolvimento de um Protótipo de Goniômetro Digital (PGD) de baixo custo que fosse capaz de medir ADM articular e se tornar mais uma opção, dentre outras, para a realização desse procedimento.

1.1 Problema de pesquisa

Seria possível construir um goniômetro digital de baixo custo que tenha precisão da mensuração da ADM articular, mantendo a mesma eficácia que o GU?

1.1.1 Hipóteses

H₀ - O protótipo de goniômetro digital de baixo custo pode ser utilizado como alternativa ao GU na mensuração da ADM.

H_A - O protótipo de goniômetro digital de baixo custo não pode ser utilizado como alternativa ao GU na mensuração da ADM.

1.1.2 Delimitação de escopo

Este projeto propôs o desenvolvimento de um protótipo construído com componentes eletrônicos de baixo custo, com o funcionamento baseado em um microcontrolador integrado em uma plataforma de prototipagem e um sensor composto por acelerômetro e giroscópio, que são capazes de mensurar a aceleração e velocidade angular nos três eixos X, Y e Z.

1.1.3 Justificativa

Tendo em vista a importância das articulações para a sustentação e mobilidade do corpo humano (MOORE, DALLEY e AGUR; 2014), a mensuração da ADM é imprescindível para a avaliação musculoesquelética e empenho para a promoção da qualidade de vida de pacientes que apresentam lesões articulares (MARQUES, 2003; NORKIN E WHITE, 2016; KEOGH et al., 2019).

Assim, a utilização de equipamentos digitais que possam facilitar a execução desse procedimento e melhorar a precisão na obtenção das medidas de ADM vem se tornando tendência, uma vez que a incorporação das tecnologias na área das ciências biomédicas tem sido cada vez mais comum nos últimos anos (MEEREIS, 2013; LEE et al., 2014; KUMAR et al., 2015).

Podem ser diversos os benefícios de um goniômetro digital, pois, além de facilitar a medição articular, o dispositivo pode configurar maior praticidade de manuseio pelos profissionais e estudantes que ainda são inexperientes em goniometria, atribuindo ainda mais segurança e redução de risco de erros de medida durante o procedimento (MULLANEY et al., 2010).

Entre os inexperientes em goniometria, por exemplo, a falta de domínio técnico pode comprometer a qualidade dos resultados das medidas, já que a inexperiência reflete em dificuldade, até mesmo, de localizar os pontos anatômicos necessários para a mensuração da ADM, podendo resultar em variações importantes nos valores obtidos (MARQUES, 2003; PIRIYAPRASARTH et al., 2008; MULLANEY et al., 2010; GOUVEIA et al., 2014; KEOGH et al., 2019).

Desse modo, mesmo existindo outras tecnologias aplicadas à goniometria, inclusive aplicativos de celular (SANTOS et al., 2011), a construção de um goniômetro digital oferece mais uma possibilidade de mensurar a ADM com a mesma qualidade de outros instrumentos já validados e com um custo menor que de equipamentos disponíveis no mercado.

Portanto, com base no estudo de Kumar e colaboradores, (2015), acredita-se que é possível utilizar tecnologias de baixo custo, como *hardwares* e *softwares* livres, para construir um goniômetro digital com intuito de promover facilidade, agilidade, resolutividade, eficácia, precisão e padronização do processo de mensuração da ADM articular.

Nesse contexto, este estudo pode ser relevante tanto para profissionais que utilizam a goniometria como ferramenta de trabalho como para a comunidade acadêmica, visto que, a implementação da tecnologia nas práticas biomédicas, assim como na educação, tem potencial para promover precisão, padronização, facilidade, agilidade ao processo de mensuração da ADM, além de motivação e interdisciplinaridade.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo geral

Construir e desenvolver um Protótipo de Goniômetro Digital (PGD) de baixo custo que seja capaz de mensurar a ADM.

1.2.2 Objetivos específicos

Construir e desenvolver um goniômetro digital utilizando *hardware* e *software* livres;

Descrever os materiais, a tecnologia utilizada e o processo de construção do PGD;

Demonstrar custos e características de materiais passíveis de utilização;

Descrever o desempenho do PGD a partir da mensuração da flexão da articulação do joelho, comparando-o com o GU;

Elaborar um protocolo para nortear pesquisas futuras para o aprimoramento do PGD.

1.3 Metodologia

Com o intuito de construir um protótipo que viabilize a mensuração de ADM articular foi desenvolvida uma pesquisa aplicada de caráter bibliográfico e experimental. Esse tipo de pesquisa, mesmo sendo essencialmente prática, não deixa de incluir uma revisão teórica. Dessa forma, a pesquisa teórica tem o objetivo relacionado ao contexto pelo qual o objeto pesquisado e desenvolvido está inserido. Assim, classifica-se como bibliográfico e experimental (ANDRADE; STEFANO; ZAMPIER, 2010).

Este estudo foi realizado em etapas que abrangem desde a construção do circuito em 2D até a avaliação do desempenho do equipamento (delineadas no item 1.3.1), de modo que a criação do circuito em 2D, bem como a construção do mesmo e a avaliação do desempenho foram desenvolvidos na Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade de Gurupi – UnirG (CEF-UnirG).

Todo o estudo foi realizado no período de 15 de junho de 2020 à 28 de julho de 2021. Sendo os cinco primeiros meses voltados à caracterização do protótipo, design, construção, primeira avaliação de desempenho do equipamento e tabulação dos resultados preliminares os quais foram apresentados no exame de qualificação. Nos meses posteriores foram realizadas

novas alterações na programação do PGD, uma nova avaliação de desempenho, tabulação dos novos dados, tratamento dos mesmos e redação da dissertação para defesa.

1.3.1 Procedimentos metodológicos

A pesquisa foi dividida em cinco etapas: 1. Caracterização do protótipo; 2. Montagem do Circuito em 2D; 3. Construção; 4. Avaliação do desempenho; 5. Descrição do processo construtivo e da avaliação de desempenho, descritas a seguir.

Etapa 1. Caracterização do protótipo. Esta etapa compreende a busca e descrição acerca dos *hardwares* e de *softwares* que foram utilizados para a arquitetura e programação do circuito publicados em livros, artigos, relatórios técnicos e conteúdos eletrônicos.

Etapa 2. Montagem do circuito em 2D. Nesta etapa foi criado o circuito em 2D, onde o *design* gráfico foi realizado na CEF-UnirG utilizando o *software* *Fritzing* na versão gratuita para a modelagem de circuitos eletrônicos em 2D.

Etapa 3. Construção do Protótipo. Para a construção do protótipo foi utilizada a plataforma Arduíno®, uma plataforma de prototipagem de microssistemas bastante utilizada para desenvolvimento de projetos eletrônicos para fins educacionais e de pesquisas. Anexo ao Arduíno®, foi conectado o módulo GY-521 da InvenSense, composto por um giroscópio e acelerômetro que permite realizar medidas angulares a partir dos valores de aceleração e/ou velocidade angular obtidos pelo sensor (KAMOGAWA e MIRANDA, 2013; PAN et al., 2018).

Além do Arduíno® e do GY-521, foram inseridos acessórios para aumentar a funcionalidade e dar autonomia ao protótipo: botões (*push button*), fios (*jumpers*), tela de visualização de LCD OLED (*Organic Light-Emitting Diode - display* LCD OLED), suporte para bateria de 9V com conector P4, os quais foram montados dentro de uma *case* de acrílico.

Para a programação do protótipo foi utilizado o *software* IDE (*Integrated Development Environment*) do Arduíno®. Este software compreende um ambiente com as ferramentas necessárias à programação do microcontrolador, sensores e demais peças utilizadas permitindo que o usuário escreva seus códigos de forma simples e eficiente (ARDUÍNO, 2020).

Etapa 4. Avaliação de desempenho. Para avaliar o desempenho do protótipo foram realizadas medidas da flexão do joelho com o PGD as quais foram comparadas com medidas igualmente realizadas utilizando um GU com 35 cm de comprimento, da marca Carci®.

Os voluntários foram acadêmicos da CEF-UnirG que se encontravam em aulas práticas clínicas. Após explanação sobre o equipamento e a finalidade da pesquisa, foram convidados a participar do estudo em uma sala destinada à avaliação osteomuscular. Durante a abordagem

do voluntário, foi lido e explicado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), onde os que concordaram em participar assinaram o mesmo.

Após explicar como os movimentos seriam executados, os voluntários foram posicionados individualmente em decúbito dorsal, com os membros estendidos e fixado o PGD no terço inferior da perna direita com faixas de velcro. Então, foi realizada a flexão passiva do quadril e do joelho, ambos em ângulo de 90° e, posteriormente, flexão passiva total do joelho até o limite de sua capacidade onde foi posicionado o GU conforme ângulo resultante da flexão do joelho (MARQUES, 2003; NORKIN E WHITE, 2016).

No GU, a parte destinada à leitura dos ângulos foi protegida com um papel pardo e, após a realização da medida pelo avaliador, o instrumento foi entregue à uma acadêmica colaboradora para que retirasse o protetor e prosseguisse com a leitura, cuja finalidade foi evitar a indução de resultados pelo examinador. Com o PGD não foi necessário realizar a proteção do display, uma vez que este é capaz de mostrar o resultado sem interferência do examinador (GOUVEIA et al., 2014; KUMAR et al., 2015).

As medidas de flexão do joelho foram tomadas 3 vezes utilizando os dois instrumentos simultaneamente, totalizando 3 repetições, seguindo uma ordem aleatória na leitura angulares entre os dois dispositivos. Entre cada medida foi solicitado que o voluntário reestabelecesse a posição inicial, respeitando o intervalo de 1 minuto entre as medidas (BATISTA et al., 2006; GOUVEIA et al., 2014).

Enfatiza-se que a coleta dos dados foi feita por um único examinador e que optou-se pelo movimento passivo com base no livro de Marques (2003) e no estudo de Batista, Meira e Santana (2010), a fim de reduzir o risco de uma medida errônea em decorrência da influência de variáveis como força muscular, coordenação motora e motivação individual decorrentes da movimentação ativa.

Foram seguidas todas as medidas necessárias à prevenção do contágio pela Covid-19 descritas no Manual de Medidas de Segurança para Retorno de Atividades Presenciais elaboradas pela Universidade de Gurupi (UnirG), principalmente, no que diz respeito aos itens: 2. Uso de EPI – Equipamento de Proteção Individual, 3. Barreira Sanitária na Entrada dos Prédios, 4. Higienização das mãos e 5. Distanciamento Social (UnirG, 2020).

Etapa 5. Descrição do processo construtivo e da avaliação de desempenho. Compreende a última etapa, onde foram listados todos os recursos e materiais utilizados, bem como o custo e o detalhamento do processo de construção e avaliação de desempenho do protótipo. Para avaliar o desempenho, foram realizadas 3 medidas em cada um dos 20 voluntários, onde os dados foram tabulados e submetidos à cálculos de média, desvio padrão e correlação de Spearman.

1.3.2 Tamanho da amostra

A amostra estudada foi do tipo não probabilística e selecionada por conveniência, mediante abordagem e convite verbal pelo examinador aos acadêmicos que estivessem frequentando a Clínica Escola de Fisioterapia da UnirG (CEF-UnirG) durante o período de coleta de dados, respeitando os critérios de inclusão e exclusão. Essa amostragem foi escolhida em razão da natureza do estudo, pois este não visa fazer inferências acerca de uma determinada população, mas, apenas testar a funcionalidade do protótipo desenvolvido, onde foi possível testar o PGD em 20 voluntários.

1.3.3 Critérios de inclusão e exclusão

Foram incluídos no estudo acadêmicos de fisioterapia estavam frequentando a CEF-UnirG, com idade superior a 18 anos, de ambos os gêneros, que não apresentassem qualquer tipo de lesão da articulação do joelho e/ou estivessem em reabilitação do mesmo, que concordassem com a pesquisa e assinassem o TCLE (BOBSIM et al., 2019).

Foram excluídos deste estudo voluntários com idade inferior a 18 anos, que apresentassem qualquer tipo de lesão, sendo essas de ordem cutânea, dolorosa (aguda ou crônica), óssea, articular ou muscular, envolvendo a articulação do joelho ou que se recusassem a participar por motivos pessoais.

1.3.4 Análise de dados

Para a análise da confiabilidade intraexaminadores e a reprodutibilidade do método, foi testada pelo coeficiente de correlação intraclassa (CCI), com intervalo de confiança (IC) de 95% foi utilizado o programa estatístico *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS) versão 23.0. Inicialmente, os dados foram expressos em valores absolutos, média, mediana, variação e desvio padrão. Para comparação entre os valores obtidos nos dois instrumentos nas avaliações 1, 2 e 3 foi utilizado o teste t de Student. Após, foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman para avaliar o CCI. O nível de confiabilidade utilizado foi de 95% ($p < 0,05$). Os resultados foram avaliados de acordo com Farooq et al. (2016), onde os CCI abaixo de 0,50 representaram baixa confiabilidade. Os CCI variando entre 0,51 a 0,75 foram classificados como confiabilidade moderada. Finalmente, os CCI acima de 0,75 representaram uma boa confiabilidade.

1.3.5 Riscos e benefícios

Os pacientes não foram submetidos à procedimentos e/ou substâncias que pudessem provocar danos físicos, psicológicos e/ou materiais. Os instrumentos de mensuração da ADM são seguros, foram interpostos à pele do paciente, e previamente desinfetados com álcool 70%. Os riscos do procedimento são mínimos e estão relacionados ao desconforto e/ou constrangimento que podem apresentar durante a realização do mesmo.

A fim de reduzir o desconforto e constrangimento, os voluntários foram orientados quanto ao procedimento, acomodados confortavelmente em uma maca e permitido que um acompanhante de sua escolha permanecesse na sala durante todo o procedimento. Foi permitido que o voluntário, caso sentisse algum desconforto durante a realização do estudo, interrompesse o procedimento a qualquer tempo. Além disso, foram tomados os devidos cuidados para que não houvesse exposição por imagem que identificasse os voluntários.

1.3.6 Aspectos éticos

Esta pesquisa foi submetida à aprovação junto ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade de Gurupi sob CAAE N° 38017920.3.0000.5518, segundo os preceitos da Resolução 466/2021 do Conselho Nacional de Saúde, onde foi aprovada no dia 19 de outubro de 2020 conforme Parecer N° 4.347.831, com o Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) N° 38017920.3.0000.5518 (ANEXO A).

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta a fundamentação teórica que subsidiou este estudo, onde, na primeira seção, foram descritos os aspectos importantes sobre as articulações do corpo humano, com finalidade de compreender melhor a mobilidade a ADM das mesmas, fundamentando a escolha da articulação do joelho como meio da execução da etapa 4 deste estudo. Além disso, percebeu-se que existe uma vasta bibliografia abrangendo estudos goniométricos da articulação do joelho, facilitando a construção do trabalho.

Entender tais aspectos são fundamentais para o trabalho, pois, segundo Norkin e White (2016), o examinador da ADM deve conhecer muito bem a estrutura e junção da articulação a ser avaliada a fim de permitir a escolha certa do posicionamento do paciente, alinhamento corpora e movimentos adequados em cada avaliação.

Na segunda seção, foi realizado um breve estudo sobre a técnica de goniometria, que é a técnica mais utilizada para a avaliação da ADM articular. Detalhes acerca dos componentes eletrônicos utilizados para a construção do protótipo, bem como o processo construtivo e a avaliação do desempenho do mesmo serão delineados no Capítulo 3.

2.1 Articulações: características estruturais e do movimento

As articulações são definidas como o sítio de junção entre dois ou mais ossos do esqueleto (MOORE, DALLEY e AGUR; 2014). Segundo Standring (2010) essas junções são sustentadas por uma diversidade de tecidos moles de modo que formam uma juntura complexa que viabiliza sua mobilidade e estabilidade.

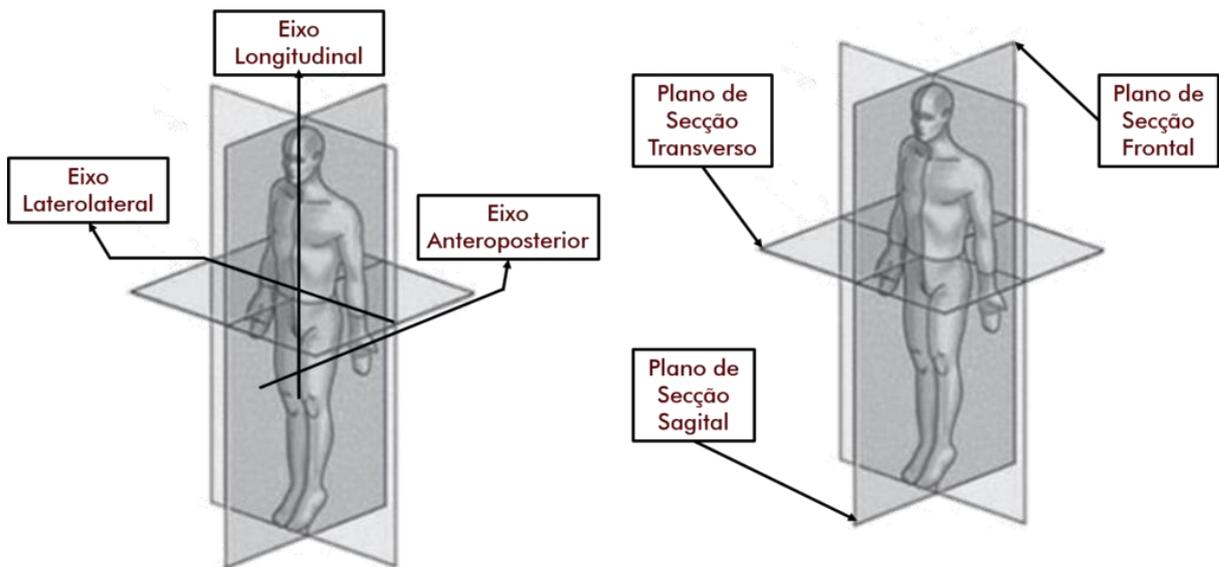
Os tecidos moles compreendem elementos anatômicos distintos onde cada um possui um propósito para o adequado funcionamento das articulações. De um modo geral, são construídas por: ossos, cartilagens, cápsulas articulares, ligamentos, tendões e músculos. Além destas, podem apresentar estruturas intra-articulares: menisco, disco articular, lábio articular, cavidades, entre outras específicas de cada articulação e dispostas conforme características estruturais e funcionais das mesmas (KONIN, 2006; SCHÜNKE et al., 2006).

Moore, Dalley e Agur (2014) relata ainda que estas estruturas são envolvidas por uma espécie de rede de artérias (em razão de anastomoses periarticulares de ramos provenientes de vasos adjacentes) e veias comunicantes com intuito de assegurar irrigação/drenagem às articulações. Possuem, também, rica inervação com ramos nervosos sensitivos originários, em sua maioria, de nervos que suprem os músculos que cruzam e movem a articulação. Esse

sistema de inervação é predominantemente sensitivo e contribui para a propriocepção, que se incumbem da percepção do movimento e da posição de partes do corpo.

De acordo com Marques (2003) o movimento articular ocorre em três planos e em torno de três eixos, sendo eles: plano frontal, plano sagital e plano transverso. O Plano frontal divide o corpo em partes anterior e posterior e as ações articulares acontecem em torno de um eixo anteroposterior. O plano sagital divide o corpo em lado direito e esquerdo e as articulações se movem em um eixo horizontal ou transverso. O plano transverso divide o corpo em superior e inferior e as articulações, nesse plano, se movem em torno do eixo longitudinal (Figura 1).

Figura 1 - Planos e eixos anatômicos



Fonte: Willian (2020)

Os movimentos podem acontecer de forma ativa, por meio de contração muscular ou podem ser passivos, quando uma força externa produz o movimento (KONIN, 2006). Quando o movimento acontece em torno de um eixo, diz-se que ele tem um grau de liberdade (*1 Degrees of Freedom* - DOF), de um modo geral, as articulações podem apresentar até 6 DOF (TRILHA JUNIOR, 2009; HAMILTON, WEIMAR E LUTTGENS, 2013). Considerando os planos e eixos, os movimentos articulares podem ser:

- **Flexão/Extensão:** movimento em que resulta na diminuição do ângulo articular e aproximação dos segmentos corpóreos. A extensão é o movimento antagonista à flexão, quando realizado resulta em aumento do ângulo articular e distanciamento dos segmentos corpóreos. Quando esses dois movimentos são realizados além dos limites

anatômicos denominam-se hiperflexão e hiperextensão. Ambos são paralelos ao plano sagital (MARQUES, 2003; KONIN, 2006).

- **Abdução/Adução:** Abdução é o movimento responsável por afastar o segmento da linha mediana do corpo, a adução é o movimento oposto. Ambos ocorrem no plano frontal. Além desses movimentos, ocorrem ainda nesse plano os desvios ulnar e radial (relacionados à rotação do punho na direção ulnar e radial), elevação, depressão, inversão, eversão, flexão lateral e extensão lateral (KONIN, 2006; HAMILTON, WEIMAR E LUTTGENS, 2013).
- **Rotação Axial:** Movimento realizado no plano transversal, em torno do eixo longitudinal. No plano transversal acontecem também os movimentos de pronação, supinação, adução horizontal e abdução horizontal (KONIN, 2006).
- **Circundação:** ação que combina sucessivamente os movimentos de flexão, abdução, extensão e adução. Ocorre quando a extremidade distal de um osso longo delimita a base de um cone onde seu ápice está voltado para a articulação em questão, ex.: articulação do quadril e do ombro. Esse movimento acontece em todos os planos (KONIN, 2006; STANDRING, 2010).

Como referido previamente, as funções básicas das articulações envolvem garantir estabilidade e proporcionar movimento ao corpo humano. Na análise anatômica do movimento são realizados exames da ação articular, a descrição do movimento do seguimento, a participação do músculo e a identificação dos mecanismos neuromusculares. Na análise articular, entre outras coisas, devem ser consideradas as articulações envolvidas no movimento, os movimentos exatos na habilidade motora e a amplitude de movimento (ADM) (HAMILTON, WEIMAR E LUTTGENS, 2013).

A ADM, conforme Venturini et al. (2006), é a quantificação do movimento de uma articulação medida em graus, onde o movimento pode ser realizado de forma ativa ou passiva. Na ADM ativa o indivíduo realiza o movimento articular sem qualquer auxílio, assim é possível o examinador obter informações sobre a capacidade, coordenação e força muscular. Quando a ADM é passiva o movimento é realizado sob força externa (equipamento ou examinador), nesta situação o examinador consegue obter informações sobre a integridade da superfície articular e a extensibilidade de cápsula articular, ligamentos e músculos (MARQUES, 2003).

A ADM não é uma constante, logo, a amplitude varia entre as diversas articulações de um mesmo indivíduo e entre a mesma articulação de indivíduos diferentes. Além disso, o movimento articular pode ser afetado por diversos fatores, como: idade, sedentarismo e condições patológicas. Além disso, aspectos intra-articulares, como superfície do osso, estrutura ligamentar, também interferem na ADM de uma articulação (HAMILTON, WEIMAR E LUTTGENS, 2013; KONIN, 2006).

A avaliação da ADM articular é um importante aspecto da avaliação física minuciosa do paciente que sofreu algum tipo de restrição de movimento nesta estrutura, tanto para definição da propedêutica como para estratégia terapêutica e quantificação da eficácia do tratamento. Uma das formas de avaliar a ADM é através da goniometria, que será descrita na seção 2.2 (NORKIN E WHITE, 2016; BATISTA, MEIRA E SANTANA, 2010; FERNANDÉZ E ESCOBAR, 2012; MEZZARI et al., 2017).

2.1.1 Classificação das articulações

Apesar de possuírem semelhanças relativas aos elementos anatômicos, as diversas articulações apresentam características estruturais e funcionais diferentes e, por isso, apresentam classificações distintas. Conforme Standring (2010) não existe apenas uma classificação que seja satisfatória. De acordo a autora, as classificações mais usadas estão relacionadas à natureza dos tecidos moles intervenientes e à amplitude de movimento possível.

Quanto à natureza dos tecidos moles, ou seja, relacionada à parte estrutural das articulações, será abordada a classificação referida por Standring (2010) e Moore, Dalley e Agur (2014) que as classificam como fibrosas, cartilaginosas e sinoviais descritas a seguir:

- **Articulações fibrosas** – Nas articulações fibrosas os ossos não possuem cartilagem entre si, ao invés disso, as superfícies de contato são ligadas por tecido fibroso. São exemplos dessas articulações: as suturas (restritas ao crânio), a sindesmose (representada por um ligamento interósseo, cordão fibroso ou membrana aponeurótica. Exemplo: articulação tíbiofibular distal) e a gonfose (uma junção tipo cavilha e soquete que existe entre o dente e seu alvéolo) (STANDRING, 2010; MOORE, DALLEY e AGUR, 2014; OLIVEIRA e NETO, 2015).
- **Articulações cartilaginosas** – Os ossos são unidos por cartilagem hialina ou fibrocartilagem, formando uma estrutura praticamente contínua. Subdividem-se em

primárias (sincondroses) e secundárias (sínfises). As sincondroses geralmente são uniões temporárias constituídas por cartilagem hialina e ocorrem onde dois centros de ossificação em um osso em desenvolvimento continuam separados por uma cartilagem, por exemplo a placa de crescimento entre epífise e diáfise de ossos longos em desenvolvimento. As sínfises são articulações fortes, definidas pela presença de um disco fibrocartilagenoso entre as cartilagens hialinas que cobrem a extremidade dos ossos, atribuindo resistência, absorção de impacto e relativa mobilidade às mesmas, como por exemplo sínfise púbica e discos intervertebrais (DRAKE, VOGL e MITCHELL, 2005; STANDRING, 2010; MOORE, DALLEY e AGUR, 2014).

- **Articulações sinoviais:** Essas articulações são o tipo mais comum de articulação e são diferentes dos outros dois tipos por pelo menos dois motivos: não são estruturas contínuas e possuem livre movimento entre os ossos que as constituem. São formadas pelas extremidades de dois ossos unidos por uma cápsula articular (membrana fibrosa externa), possuem cavidade articular preenchido por líquido sinovial (responsável por nutrir e por lubrificar as superfícies ósseas durante o movimento). No interior da cápsula as faces articulares dos ossos são revestidas por cartilagem articular, enquanto as demais faces são revestidas por membrana sinovial, responsável por secretar o líquido sinovial e, geralmente são reforçadas por ligamentos acessórios intrínsecos e extrínsecos (HAMILTON, WEIMAR E LUTTGENS, 2013; MOORE, DALLEY e AGUR, 2014).

Subdividem-se em articulações planas (ex.: articulação acromioclavicular), gínglimos (ex.: articulação umeroulnar, articulação do joelho), articulações trocoides (ou de pivô, ex.: articulação atlantoaxial mediana), articulações elipsoides (articulações radiocarpais e metacarpofalângicas), articulações em sela (ex.: articulação carpometacarpal), articulação esferoide (articulações do quadril e do ombro) (STANDRING, 2010; HAMILTON, WEIMAR E LUTTGENS, 2013; MOORE, DALLEY e AGUR, 2014).

Quanto à amplitude de movimento, as articulações se classificam em três principais: sinartrose, anfiartrose e diartrose. A sinartrose é um tipo de articulação imóvel, pois consiste no contato direto entre dois ossos através de um tecido fibroso denso (ex.: suturas cranianas, gonfose e sidesmose). As anfiartroses são articulações com pouca mobilidade como as sínfises (disco intervertebral) e as sincondroses (entre as partes do osso esterno). As diartroses são articulações desenhadas para o movimento, portanto, com livre mobilidade. Dividem-se em

uniaxial (gínglimo e trocoides), biaxial (elipsoide e selar) e triaxial (plana e esferoide) (KONIN, 2006).

2.2 Goniometria

A goniometria, nas ciências da saúde, diz respeito a técnica utilizada para a mensuração de ângulos articulares. A goniometria tem como finalidade, determinar a presença de disfunção articular, estabelecer diagnóstico e objetivos terapêuticos, monitorar e avaliar a eficácia do tratamento. Assim, abrange importante parte da avaliação de articulações e dos tecidos moles que as compõem (BATISTA et al., 2006; VENTURINI et al., 2006; NORKIN E WHITE, 2016).

Existem diversas técnicas para a avaliação da ADM além da goniometria, entre elas a fotogrametria, a fleximetria, a dinamometria isocinética e até sistemas eletromagnéticos de análise cinemática computadorizados. Porém, a goniometria tem sido a mais usada durante décadas por apresentar benefícios como: acessibilidade, baixo custo, alta confiabilidade, segurança e simplicidade no manuseio (MARQUES, 2003; BATISTA et al., 2006; VENTURINI et al., 2006; DÖHNERT E TOMASI, 2008; CHAVES et al., 2008; SANTOS et al., 2011; MEZZARI, 2017).

Na prática, existem diferentes instrumentos que podem ser utilizados para a mensuração da ADM: eletrogoniômetro, o goniômetro universal (GU), os inclinômetros, giroscópios, câmeras e aplicativos (*apps*) de *smartphones*. No entanto, o instrumento mais utilizado para a execução da goniometria é o GU, uma vez que o equipamento é versátil, de baixo custo, simples de manusear, as medidas são obtidas de forma rápida e, ao contrário dos outros equipamentos, pode ser usado para medir a ADM de quase todas as articulações do corpo (SACCO et al., 2007; LEE et al., 2014; MAY et al., 2014; MILANESE et al., 2014; MILANI et al., 2014).

Os GU podem ser confeccionados de plástico ou metal e exibir tamanhos diferentes, mas, todos com o mesmo padrão básico: um corpo com um eixo e duas hastes (comumente chamada de braços). O corpo compreende uma espécie de transferidor graduado em graus que variam de 0° a 180° ou de 0° a 360°. As hastes são semelhantes a réguas, onde uma é fixa e a outra é móvel (MARQUES, 2003).

Para a realização da goniometria, o examinador deve atentar-se para o posicionamento do paciente. Ao iniciar, este deve estar em posição anatômica, pois, torna-se mais fácil manter o paciente alinhado e estabilizar as articulações e segmentos próximos, já que estes se

encontram em uma posição inicial zero para executar a medida ADM (NORKIN E WHITE, 2016).

Porém, o posicionamento do paciente pode mudar conforme articulação e movimento que se deseja avaliar. As demais posições incluem: decúbito ventral, sentado ou em pé. Para evitar mobilização excessiva e possível interferência nas medidas, o recomendado é que se mobilize o paciente o mínimo possível. Então, realizar todas as medidas de interesse na mesma posição antes de (MARQUES, 2003).

Após adequado alinhamento corporal, o paciente deve ser orientado quanto ao exame e movimentos que serão realizados. Segue-se com a localização dos pontos anatômicos de interesse para a medida e posicionamento do corpo e braço fixo do GU, segurando-o com uma das mãos. Com a outra mão, deve-se mobilizar o membro (ou pedir que o paciente mobilize se for goniometria ativa) e posicionar o braço móvel do GU acompanhando o movimento executado pelo membro adjacente à articulação sob avaliação. A leitura do valor obtido é realizada no corpo do GU junto ao marcador do braço fixo (MARQUES, 2003).

Marques (2003) e Norkin e White (2016) chamam a atenção para a forma correta de anotar as medidas obtidas. Durante a anotação, deve ser registrado tanto a medida inicial quanto a medida final da amplitude de movimento, este intervalo é denominado arco do movimento. O conhecimento do arco do movimento é importante para identificar limitações, hipomobilidade ou hiper mobilidade do movimento.

O GU é considerado um equipamento de alta confiabilidade, desde que seja manuseado adequadamente. Contudo, existem algumas variáveis que podem interferir nas medidas goniométricas da ADM, como o GU escolhido, o posicionamento do GU junto ao paciente, a força aplicada no movimento do segmento anatômico, o método aplicado na documentação e a articulação a ser medida. A experiência e habilidade no manuseio do GU são fatores que podem tornar os resultados obtidos pelo GU contestáveis (PIRIYAPRASARTH et al., 2008; SANTOS et al., 2012; KEOGH et al., 2019).

2.2.1 Considerações sobre a mobilidade e goniometria da articulação do joelho

O joelho é a mais complexa e maior articulação do corpo humano, possui grande importância na locomoção. Anatomicamente é composta pelos ossos fêmur, tíbia, e patela, sendo estabilizados por um complexo ligamentar, discos articulares e músculos. É a junta mecanicamente mais solicitada do aparelho locomotor, fato este que explica a alta taxa de lesões

por sobrecarga durante atividades de vida diária ou durante a prática de esportes (DRAKE, VOGL E MITCHELL, 2005; MOORE, DALLEY E AGUR, 2014).

A maior articulação do corpo reúne importante estabilidade na posição estendida e sustenta as forças provenientes do peso corporal, no entanto, possui grande mobilidade com aumento do ângulo de flexão, sendo esta amplitude necessária para orientação do trajeto distal do pé em adaptação às desigualdades do terreno durante a marcha (STANDRING, 2010).

Segundo Trilha Junior et al. (2009) o joelho humano é articulado com 6 graus de liberdade (6 DOF), o que permite movimentos combinados e independentes de rotação e translação. Assim, realiza movimentos de flexão/extensão (rotação em torno do eixo X), rotação interna/externa (em torno do eixo Z) e abdução/adução (rotação em torno do eixo Y), translação superior/inferior (ao longo do eixo Z), medial/lateral (translação ao longo do eixo X) e anterior/posterior (translação ao longo do eixo Y). Entretanto, o movimento mais importante dessa articulação é o de flexão/extensão e é o movimento utilizado nas avaliações de ADM.

A mensuração da ADM do joelho deve ser realizada considerando os planos e eixos envolvidos no movimento desta articulação. Os movimentos mensuráveis na articulação do joelho são: flexão (140°) e extensão (0°) (KONIN, 2006).

Para mensurar a flexão do joelho é necessário posicionar o paciente em decúbito dorsal, com quadril e joelho fletidos a 90° . Deve ser localizada a linha do eixo articular do joelho, onde é posicionado o eixo do GU. O braço fixo do GU deve ser posicionado paralelo à superfície lateral do fêmur, voltado para o trocânter maior. Já o braço móvel, deve ser posicionado paralelo à face lateral da fíbula, voltado para o maléolo lateral (Figura 2). Para evitar erros de medida, é necessário atentar-se para a movimentação do quadril, a fim de evitar rotação, extensão ou flexão adicionais à posição ideal de 90° para esta medida (MARQUES, 2003).

Para mensurar a extensão do joelho é necessário posicionar o paciente em decúbito dorsal, com quadril e joelho fletidos a 90° . A partir de então, estender o joelho do paciente passiva e lentamente até sentir o início da tensão nos músculos flexores do joelho. Localizar a linha do eixo da articulação do joelho e posicionar o eixo do GU. O braço fixo do GU deve ser posicionado paralelo à superfície lateral do fêmur, voltado para o trocânter maior. Já o braço móvel, deve ser posicionado paralelo à face lateral da fíbula, voltado para o maléolo lateral (BATISTA et al., 2006).

Figura 2 - Mensuração da ADM passiva da flexão do joelho



Fonte: João (2011).

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Construção do Protótipo

Para a construção do PGD foram utilizados *hardwares* e *softwares* que foram categorizados da seguinte forma: *Hardwares*: Arduíno® modelo UNO, módulo GY-521, equipado com o sensor MPU-6050 e *display* de LCD OLED. *Softwares*: o IDE do arduíno para o desenvolvimento do programa. Acessórios: fios do tipo *jumper*, botões (*push buttons*), visor de LCD OLED (*display*), suporte de bateria de 9V para fonte de alimentação externa com conector P4, bateria de 9V e placa para teste de bancada do circuito (*protoboards*).

3.1.1 *Hardwares*

3.1.1.1 Arduíno® UNO

O arduíno é uma plataforma de código aberto (*open-source*) usada para construção e programação de eletrônicos (MELLIS et al., 2007). À plataforma é acoplado um microcontrolador capaz de receber e enviar informações para outros dispositivos, até mesmo através da internet, utilizando um *software* de interface simples (ARDUINO, 2018).

Assim, essa plataforma pode ser dividida em 2 partes: *hardware* e *software*. O primeiro corresponde ao conjunto de componentes eletrônicos que, juntos, garantem o funcionamento da placa. O segundo trata do ambiente de desenvolvimento do algoritmo que impulsiona o arduíno® a exercer comandos e controlar outros componentes eletrônicos (BADAMASI, 2014).

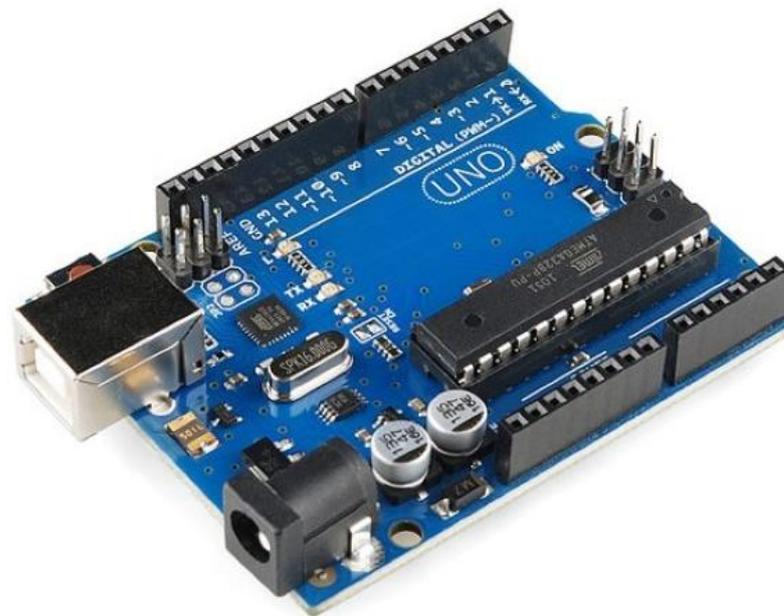
Apesar da diversidade de placas para prototipagem eletrônica, o arduíno é uma das mais utilizadas devido usar linguagem simplificada de programação (C++) e interface do usuário de fácil utilização, o que permite que pessoas que não sejam de áreas técnicas de eletrônica e programação possam aprender a utilizá-lo e desenvolver seus projetos em um espaço de tempo relativamente curto (McROBERTS, 2015).

Esta plataforma pode ser programada para executar uma variedade de tarefas, como responder a comandos de luz, movimento, toque e som. Com um arduíno é possível criar uma infinidade de projetos como instrumentos musicais, robôs, jogos, mobília e roupas interativas, esculturas de luz e ferramentas de trabalho (MARGOLIS, 2011). Além disso, tem sido muito

utilizada para o ensino de diversas disciplinas, tanto em nível médio como em nível superior (MARTINAZZO et al., 2014).

Existem diversos modelos de arduínos, contudo a placa UNO (Figura 3) foi a primeira a ser lançada, tornando-se a versão de referência para a produção de outros modelos atualizados, e também a mais usada e documentada da família arduíno. Essa placa contém tudo que é necessário para dar o suporte necessário ao microcontrolador, bastando apenas conectá-la a um computador com USB (do inglês *Universal Serial Bus*) para iniciar a programação (ARDUÍNO, 2021).

Figura 3 - Placa arduíno UNO



Fonte: FILIPEFLOP (2021).

A placa, também, pode ser conectada a outros dispositivos externos como *jumpers* (fios), botões, *displays* de tamanhos e resoluções diversas (visores), sensores, capacitores, resistores, LED's, servos motores, *shields* (placas que podem aumentar a funcionalidade do arduíno), entre outros, de acordo com o projeto que se pretende desenvolver. Para isso utilizam portas de entrada e saída do próprio arduíno (Figura 4 e Figura 5) (MARGOLIS, 2011; McROBERTS, 2015).

O UNO, como os demais modelos, necessita de uma fonte de alimentação de energia para serem ligados. A placa opera em uma corrente de 5 volts (V) fornecida através da conexão com o computador usando a porta USB da placa (Figura 4) ou através de uma fonte externa que pode ser tanto de um adaptador CA (Corrente alternada) como um CC (Corrente contínua), com

pilhas ou bateria, conectados ao plugue de alimentação (Figura 4) (BOXALL, 2013; MINNS, 2013).

A alimentação externa fornecida ao arduíno pode variar entre 6V e 20V, porém o recomendado é manter entre 7V e 12V. Quando fornecida uma corrente menor que 7V é possível que seja fornecido aos pinos e portas uma tensão inferior a 5V, podendo deixar a placa instável. Por outro lado, se fornecido tensão externa maior que 12V é possível que a placa superaqueça e seja danificada (BARRET, 2013). A fonte externa promove autonomia ao projeto, uma vez que não será necessário mantê-lo conectado por um cabo.

O plugue USB (Figura 4) possui outro papel fundamental para o funcionamento da placa, pois, é através desta porta que é feito o *upload* do algoritmo (ou seja, da programação do projeto) para o microcontrolador (McROBERTS, 2015).

O botão *reset* (Figura 4) quando pressionado tem finalidade de reiniciar o arduíno. Além dessa forma, o arduíno pode ser reiniciado usando o pino Reset próximo aos pinos de alimentação, basta conectá-lo a um *push button* e inserir essa função no programa que está sendo desenvolvido (BADAMASI, 2014).

A placa possui 14 pinos de saída/entrada digital, 6 entradas analógicas, pinos ICSP e um ressonador de cerâmica de 16 MHz. As portas digitais (Figura 4) correspondem às portas de 0 a 13 da placa e servem como pinos de entrada (*input*) e saída (*output*). Destas, 6 portas (3, 5, 6, 9, 10 e 11) são do tipo PWM (*Pulse Width Modulation*) que permitem simular portas analógicas através da modulação por largura de pulso (CAVALCANTE, TAVOLARO E MOLISANI, 2011).

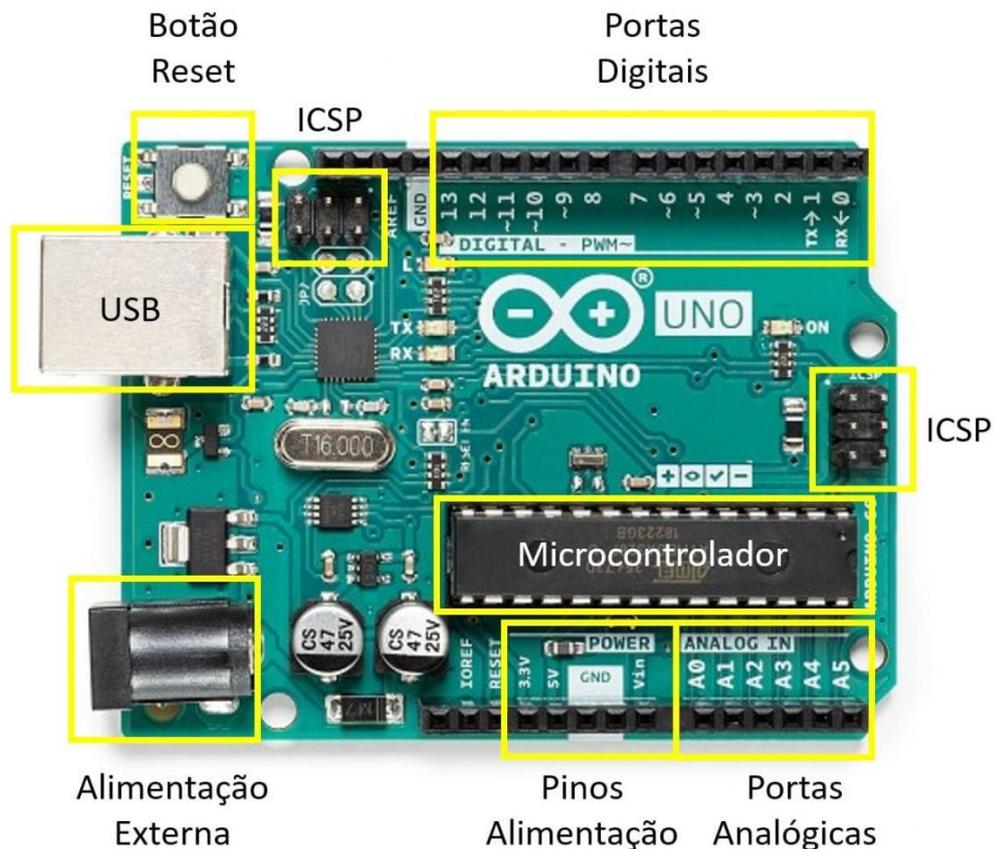
As portas analógicas (Figura 4) correspondem às portas de A0 a A5 (sendo que A4 e A5 apresentam também comunicação I²C), com função basicamente de entrada. Por meio destas, o UNO pode conectar e comandar diversos dispositivos externos incrementando e dando corpo ao projeto em desenvolvimento (BADAMASI, 2014; McROBERTS, 2015; ARDUÍNO, 2018).

Existem ainda os pinos de energia (Figura 4) que alimentam os dispositivos externos. São eles: pino de 3,3V (fornece 3,3V aos dispositivos externos), pino de 5V (fornece 5V aos dispositivos externos), pino GND (função terra do arduíno), pino VIN (oferece ao dispositivo externo a mesma tensão que a placa está recebendo da fonte de alimentação externa) e IOREF (fornece uma tensão de referência para que dispositivos externos que operem com 3,3V possam se adaptar a 5V e vice-versa) (SOUZA, 2013).

Os pinos ICSP (*in – circuit serial programming*) (Figura 4) possuem capacidade de programar diretamente o microcontrolador da placa usando o protocolo serial SPI, desde que

seja utilizado um programador ATMEL. Este é um gravador USB equipado com o controlador ATmega8 (SOUZA, 2013).

Figura 4 - Componentes da Placa do Arduíno UNO



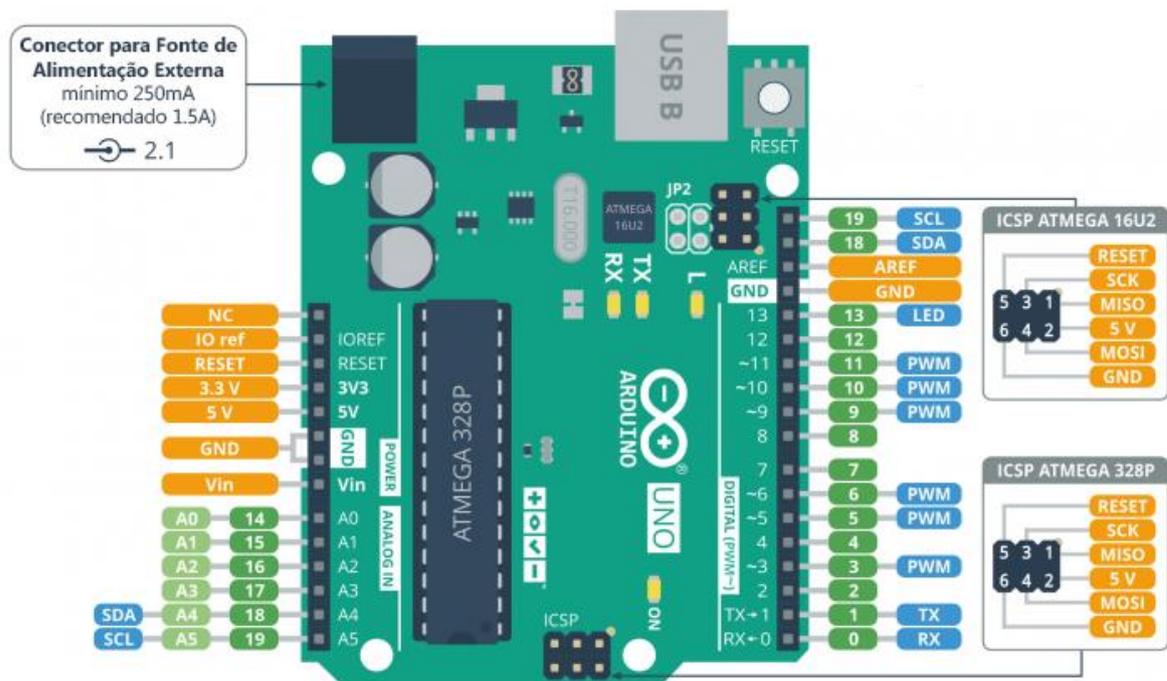
Fonte: Barret (2013).

Na Figura 5 é possível visualizar o diagrama de conexão elétrica do arduíno UNO, bem como a identificação de pinos de entrada e saída da placa e o microcontrolador. Este é uma espécie de computador minúsculo, o cérebro do arduíno, com baixo custo, baixo consumo de energia e robusto o suficiente para executar tarefas específicas em condições diversas e com os seguintes componentes integrados em um único *chip* (BARRET, 2013; BADAMASI, 2014):

- Unidade de Processamento Central (*Central Processor Unit* – CPU);
- Memória para instruções (ROM ou *flash*);
- Memória para dados (RAM);
- Temporizadores e contadores;
- Portas entradas/saída;

- Interfaces de comunicação serial;
- Circuito de relógio;
- Mecanismo de interrupção;
- Circuitos de interfaces com os periféricos (SPI, I²C, circuito de conversão, CAN e outros);

Figura 5 - Diagrama de Conexão Elétrica, Portas de Entrada e Saída do Arduino UNO

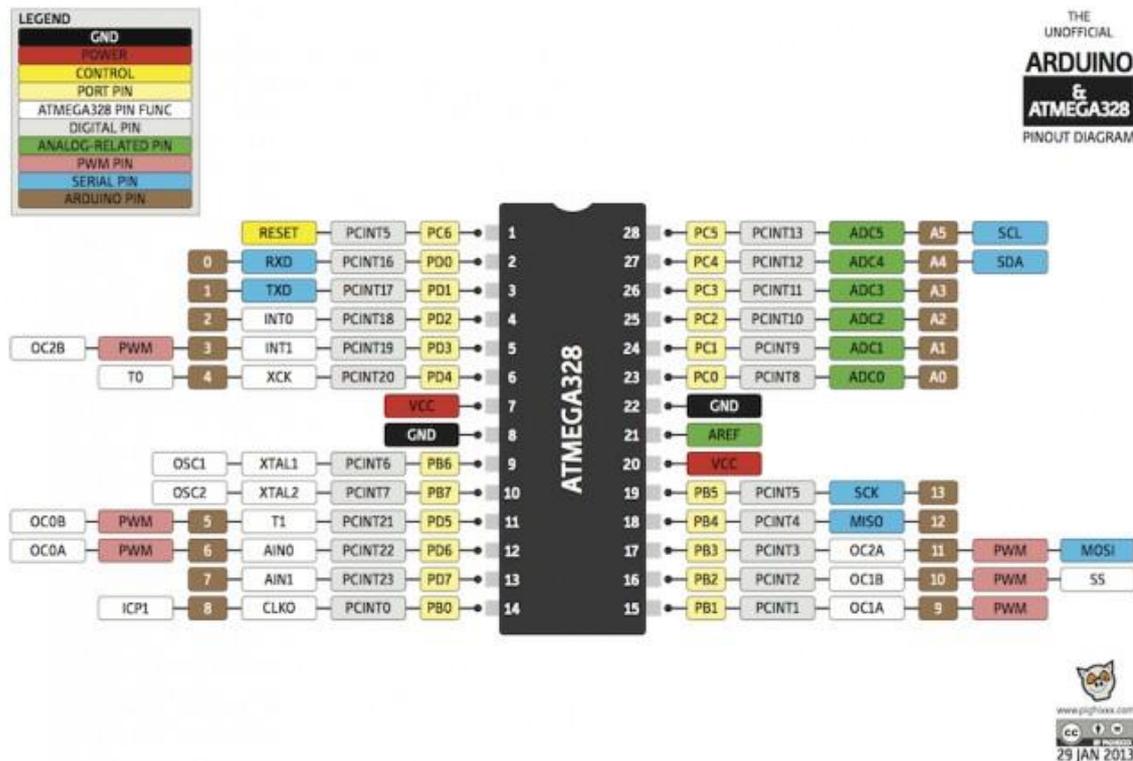


Fonte: Electrofun (2018).

O microcontrolador do arduino UNO é o ATmega328P (Figura 6), com 8 bits, baseado em um processador AVR RISC (*Reduced Instruction Set Computer*). Este dispositivo opera a 5V e tem 28 pinos dos quais 23 são de entradas ou saídas digitais. É integrado ainda com um conversor analógico digital (ADC), que transforma um sinal analógico em digital, um comparador analógico e *Timers*, usados para gerar sinais PWM (Timer 1, Timer 2 e Timer 3) (Figura 6) (BARRET, 2013).

O ATmega328P possui 3 seções principais de memória: Memória *flash* com 32KB (0,5 utilizado pelo *bootloader*), para armazenamento de programas, SRAM (*Static Random Access Memory*) com 2KB, para armazenamento de dados, e EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read Only Memory*) com 1KB, de armazenamento não volátil, a qual pode ser lida ou gravada com a biblioteca EEPROM (BARRET, 2013; ARDUÍNO, c2021a).

Figura 6 - Diagrama de Pinos do ATmega328P



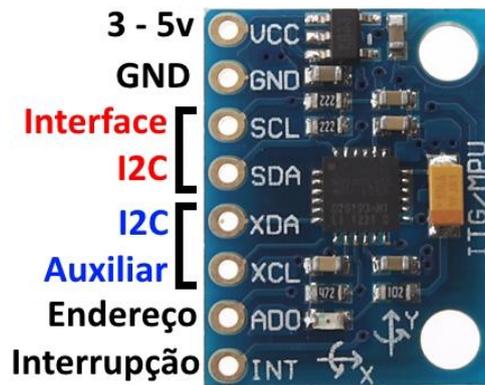
Fonte: Campos (2017).

3.1.1.2 Módulo GY-521/ MPU-6050

O módulo GY-521 (Figura 7) é uma placa de circuito integrado (CI) com Acelerômetro e Giroscópio controlados pelo mesmo chip, o MPU-6050, ambos de 3 eixos, conferindo 6 graus de liberdade (6 DOF) e alinhados a um processador de movimento digital (*Digital Motion Processor* – DMP). Possui ainda um ADC de 16 bits e sensor de temperatura (Quadro 1) (INVENSENSE, 2013).

O MPU-6050 é uma Unidade de Medição Inercial (IMU), construído com tecnologia MEMS (*Micro Electro Mechanical Systems* – Sistemas Microeletromecânicos) (PRIETO, 2018) que consiste em um sistema que possui uma interface eletrônica e uma interface mecânica (FERREIRA, 2013). Segundo Forhan (2010), é formado por três partes: o sensor (e/ou atuador), a interface analógica e controle digital. Essa tecnologia possibilita a construção de Ci's de baixo custo, compactos e com maior eficácia no manuseio.

Figura 7 - Pinos e Endereçamento do MPU-6050



Fonte: Thomsen (2014).

Tabela 1 - Principais Características do MPU-6050

Item	Referência
VCC	3V – 5V
Corrente do giroscópio	3,6 mA
Corrente do acelerômetro	500 μ A
Faixa do giroscópio	$\pm 250, 500, 1000, 2000$ °/s
Precisão do acelerômetro	$\pm 2, \pm 4, \pm 8, \pm 16$ g
Faixa de medição de temperatura	-40°C a 85°C
Sinal de Saída	Interface I ² C
Dimensões	21 x 15 x 2 mm
Peso	1,2 g

Fonte: InvenSense (2013).

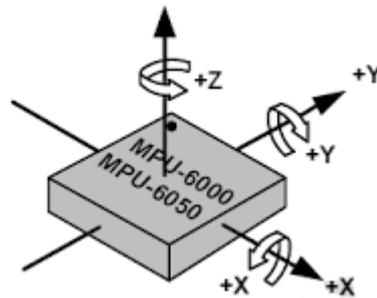
O Giroscópio é um sensor que provê informações relacionadas às variações de rotação exercidas sobre ele, em unidades de graus/segundo (°/seg). Assim, mede velocidade angular de um corpo em relação ao tempo para determinar a posição angular do mesmo. As medições podem ser feitas em 1, 2 ou 3 eixos ortogonais chamados eixos X, Y e Z (Figura 10) (INVENSENSE, 2013).

Apresenta como desvantagem o risco de erros de repetição (*erro drift*), de modo que o valor obtido em determinado tempo de repetição pode não corresponder ao valor real. Em contrapartida, a maior vantagem é a alta precisão nas medias, uma vez que os ruídos nas medições são praticamente nulos (PRIETO, 2018).

O Acelerômetro é um sensor baseado em princípios físicos piezoelétrico, piezoresistivo e capacitivo capaz de obter a variação da velocidade linear que é exercida sobre ele em unidades

“g” (aceleração linear relativa à gravidade) e realizar as medições em 3 eixos (X, Y, Z) (Figura 8). A partir da aceleração captada por este sensor é possível estimar movimentos como: aceleração, vibração, choque, inclinação e rotação, os quais são gerados por acelerações em diferentes períodos de tempo (SACCO, 2011).

Figura 8 - Orientação dos Eixos de Sensibilidade e Polaridade de Rotação



Fonte: InvenSense (2013).

A principal vantagem deste sensor é a precisão nas medições. A principal desvantagem é a presença de ruídos nas medições devido às acelerações externas. O objetivo da fusão de dois sensores em um único chip é justamente para que as funções de ambos se complementem a fim de melhorar a precisão das medidas. Então, assim como no giroscópio, os problemas relacionados às interferências no funcionamento do sensor podem ser solucionados com a inserção no programa de um filtro de saída (PRIETO, 2018).

Os filtros compreendem estimadores de dados que conseguem intervir nos erros que interferem no processamento dos dados pelos sensores. O filtro que tem sido muito utilizado em eletromecânica é o filtro de Kalman. Este corresponde a um método matemático que permitindo a estimação de parâmetros através da avaliação de medições geradas ao longo de determinado tempo e gerar resultados verossimilhantes (PRIETO, 2018)

O MPU-6050 se comunica com outros dispositivos externos usando protocolo I²C. O barramento I²C foi criado pela empresa Holandesa *Philips* que possibilita a utilização de muitos componentes eletrônicos de tecnologias construtivas diferentes sem que haja incompatibilidade ou conflitos na comunicação (CARVALHO, 2016).

Assim é possível conectá-lo a microcontroladores e outros componentes, desde que também utilizem a interface I²C. Este módulo possui 8 pinos para comunicação (Figura 7) (INVENSENSE, 2013):

- **VCC** (Voltagem de Corrente Contínua): Pino de alimentação (3,3V – 5V).
- **GND** (*Graduated Neutral Density Filter*): Pino terra, possui corrente de 0V.
- **SCL** (*Serial Clock*): Pino de comunicação I²C.
- **SDA** (*Serial Data*): Pino de comunicação I²C.
- **XDA** (*Master Serial Data*): Pino de comunicação I²C auxiliar. Permite conectar outros dispositivos com comunicação I²C ao sensor.
- **XCL** (*Master Serial Clock*): Pino de comunicação I²C auxiliar. Permite conectar outros dispositivos com comunicação I²C ao sensor.
- **AD0** (*Slave Adress*): Define o endereço do sensor. Quando este pino estiver desligado o endereço é 0X68. Quando este pino é conectado ao microcontrolador o endereço passar a ser 0X69. Isso permite usar dois MPU-6050 com o mesmo microcontrolador.
- **INT** (*Interrupt*): Pino para interrupção do sistema.

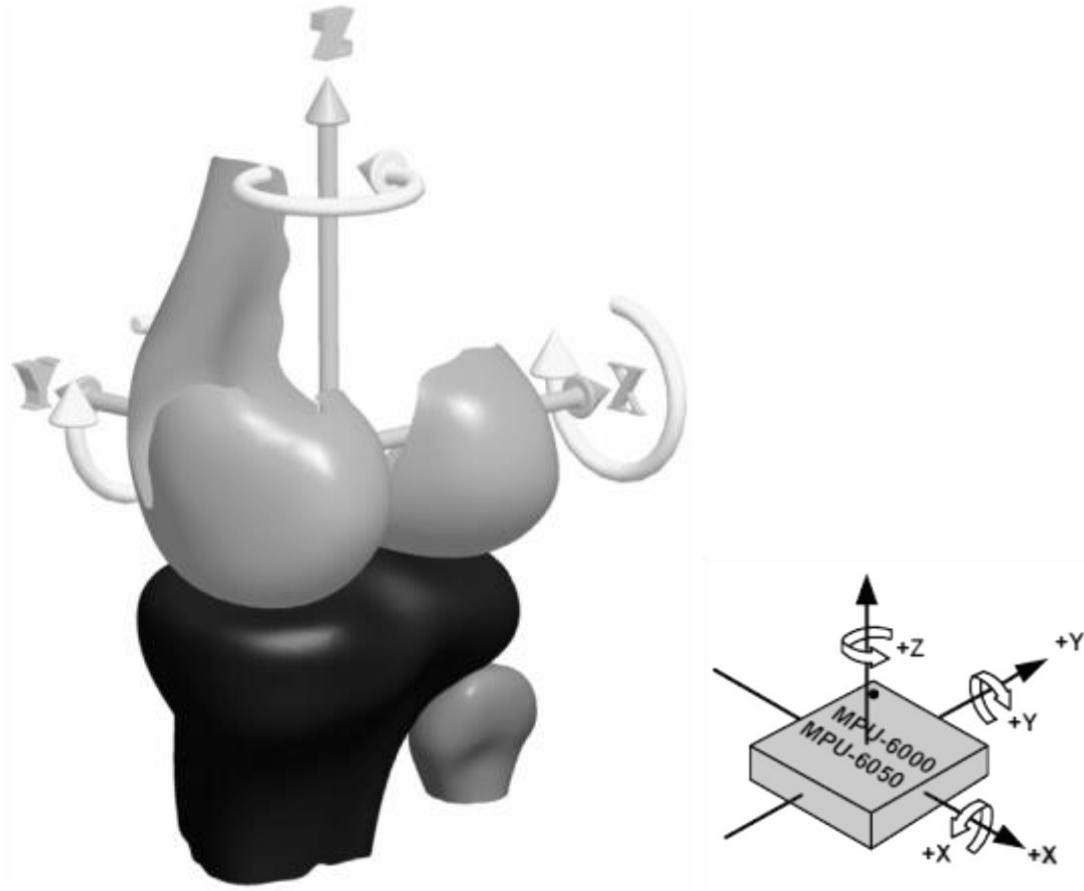
Esse sensor foi escolhido para a montagem do PGD justamente pelas características de apresentar precisão nas medidas e de possuir 6DOF. Tal fato vai de encontro com as características de mobilidade das articulações que podem apresentar até 6 DOF, segundo Trilha Júnior (2009). Apesar disso, Marques (2003) descreve que os movimentos usualmente avaliados quanto a mobilidade da articulação do joelho são flexão e extensão.

O movimento articular de flexão e extensão do joelho acontece em torno do eixo X, segundo Trilha Júnior (2009), indo de encontro ao mecanismo do MPU-6050 que possui a capacidade de realizar cálculos de medidas angulares resultantes da inclinação do membro adjacente à articulação a ser avaliada ou a rotação em torno do eixo X (Figura 9).

3.1.1.3 Acessórios: botões (*Push Button*), fios (*Jumpers*), tela de LCD (*Display*), Placa de teste (*Protoboard*) e Fonte de Alimentação Externa

Para dar forma ao protótipo foram utilizados outros componentes: *push buttons*, *jumpers*, *display*, *protoboards* e uma fonte de Alimentação externa que foi acrescentada a fim de dar autonomia ao equipamento. Porém, durante todo o processo de construção e testes em *protoboard* foi utilizada como fonte de alimentação a porta USB do arduíno conectada ao computador.

Figura 9 - Eixo de Rotação da Articulação do Joelho e do MPU-6050



Fonte: Trilha Júnior (2009).

O *Push Button* (Figura 10) consiste em uma chave (botão) que quando pressionada ela abre ou fecha o circuito transformando um comando mecânico em elétrico. Pode ser do tipo NA (Normalmente Aberta) que ao ser pressionado fecha o circuito e permite a passagem elétrica, mandando um sinal HIGH (1) para o microcontrolador. Ou pode ser do tipo NF (Normalmente Fechada) que, quando pressionada, abre o circuito e impede a passagem de corrente elétrica, mandando um sinal LOW (0) para o microcontrolador.

Para ser usado é necessário conectá-lo à um pino de alimentação do microcontrolador e a resistores, podendo ser de três formas: com resistor *Pull-down*, resistor *Pull-up* e *Pull-up interno*. Com resistor *Pull-down* funciona como NA, ou seja, envia sinal lógico HIGH ao microcontrolador apenas enquanto estiver pressionado. Com resistor *Pull-up* funciona como NF, ou seja, mantém sinal lógico HIGH ao microcontrolador e, quando pressionado, envia sinal LOW para o microcontrolador. Com o *Pull-up* interno funciona da mesma forma que o *Pull-up*, porém, sem necessidade de conectar um resistor de fato, utiliza o resistor do próprio microcontrolador (FERREIRA, 2018).

Figura 10 - Push Button (Botão)



Fonte: Eletrogate (c2020).

Os cabos *jumpers* (Figura 11) são fios envolvidos por uma capa plástica que ligam dois pinos de componentes eletrônicos diferentes permitindo a passagem de corrente elétrica entre os mesmos. Apresentam tamanhos diferentes e são muito utilizados em protótipos devido o preço baixo, flexibilidade do fio e facilidade de conexão entre os pinos e com uma *protoboard*, caso seja necessário (MARIMOTO, 2005).

Figura 11 - Cabos Jumpers macho-macho

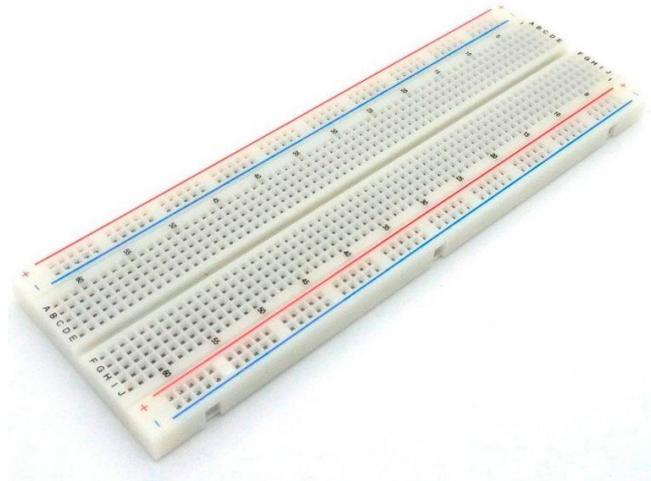


Fonte: FilipeFlop (s.d.).

A *protoboard* (Figura 12), ou placa de teste, é uma ferramenta que permite a montagem e testes de circuitos sem a necessidade de soldar os componentes eletrônicos, uma vez que usando *jumpers* (ou outro tipo de fio) é possível fazer essa comunicação apenas espetando a extremidade do fio nos furos desta placa. Existem placas de diversos tamanhos, as mais comuns têm entre 170 e 1660 soquetes. Estes são conectados verticalmente no centro e horizontalmente

nas partes superior e inferior, estas usadas para fornecer fontes de alimentação para a placa (EVANS, NOBLE E HOCHENBAUM, 2013).

Figura 12 – Modelo de *protoboard* 830 pontos

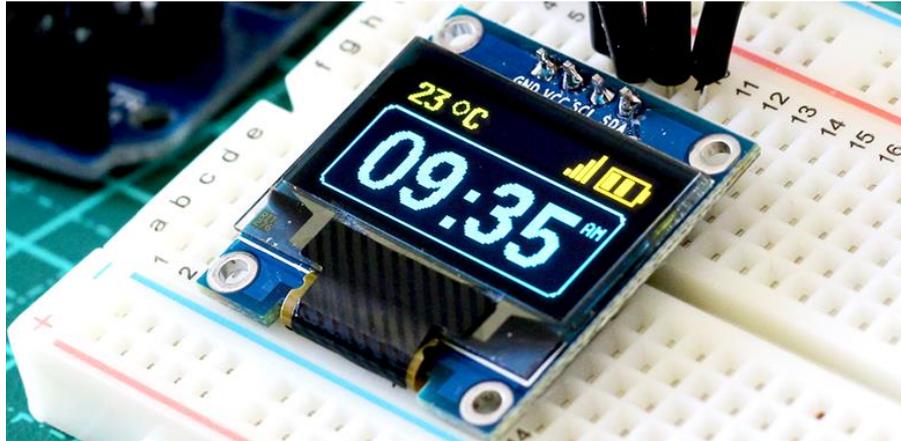


Fonte: Athos Eletronics (c2021).

Neste projeto, a *protoboard* foi utilizada durante a fase desenvolvimento e testagem do circuito e programação. Constitui um importante componente na construção de protótipos para que, durante as testagens, sejam detectadas ainda com o circuito aberto falhas na montagem do circuito e/ou na programação do *sketch*. Porém, não constitui um item fundamental ao desenvolvimento do equipamento já que, posteriormente, o ideal é que os componentes eletrônicos sejam soldados no arduíno e protegidos em uma *case*.

O *display* compreende uma espécie de ‘tela’ com finalidade de mostrar dados inseridos na programação. Existem diversos modelos de *display*, o utilizado neste projeto foi o *display* OLED (Figura 13), este possui interface I²C, e controlador SSD1306. Possui uma resolução de 128x64 pixels, que permite mostrar imagens nítidas e coloridas, nas cores amarelo e azul. Além disso, é um dispositivo mais leve, mais fino, mais simples de ser ligado à outros dispositivos já que só possui 4 pinos de conexão, apresenta *blalcklight* (luz de fundo) e, principalmente, apresenta menor consumo de energia (THOMSEN, 2015).

Figura 13 - Display OLED/ SSD1306



Fonte: Thomsen, 2015.

Durante a construção do protótipo foi utilizada como fonte de alimentação do arduíno o cabo USB conectado ao computador. Mas, para atribuir autonomia ao dispositivo, após peças soldadas, foi usada uma fonte externa de alimentação. Optou-se pelo uso de uma bateria de 9V conectada ao arduíno através de um suporte de plástico para bateria com plugue P4 (Figura 14).

Figura 14 - Fonte de alimentação externa: suporte de bateria 9V



Fonte: Eletrogate (c2020).

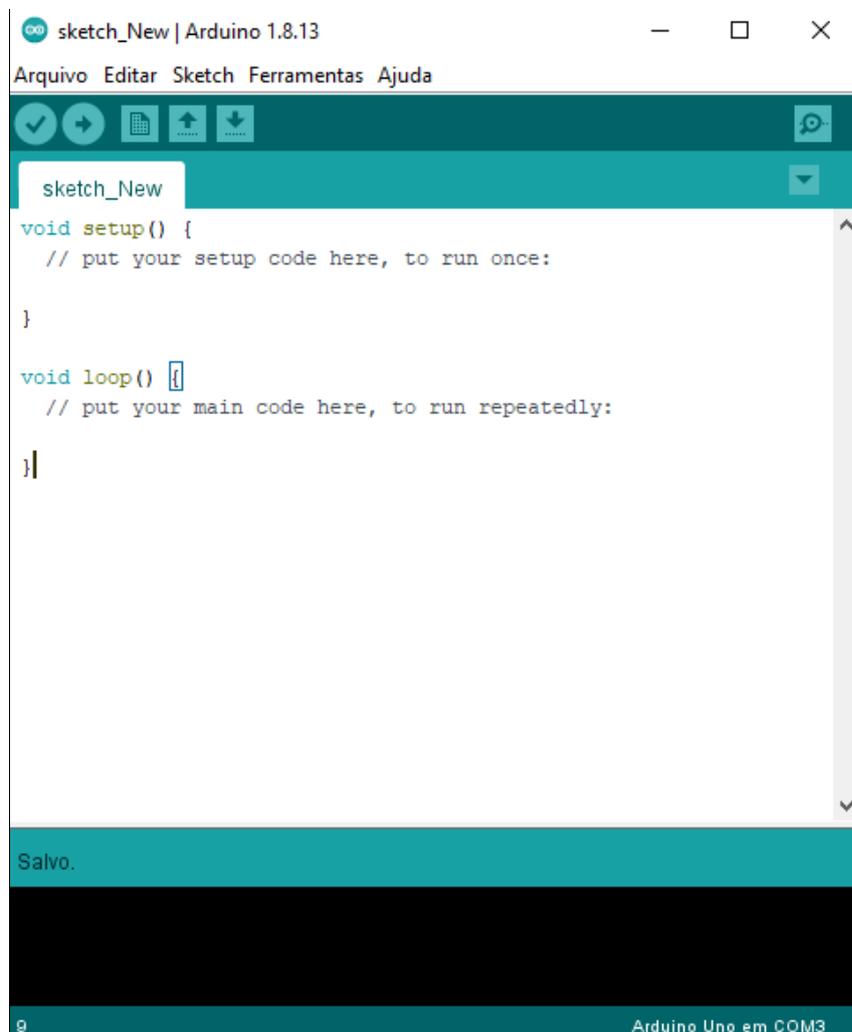
3.1.2 Software

Para o acionamento do arduíno UNO, Módulo MPU-6050 e demais componentes eletrônicos é necessário a instalação do software arduíno IDE, onde é possível construir um algoritmo (programação) para a execução de funções utilizando linguagem de programação C++ (BARRET, 2013).

O IDE do arduíno compreende um aplicativo (*app*) multiplataforma, *open source*, desenvolvido em linguagem Java, configurando um ambiente de interface simples, criado para criar e fazer upload de *scripts* de programação no arduíno e em outras placas compatíveis, de modo que estes códigos são convertidos em instruções que o arduíno compreenda (MARGOLIS, 2011).

O programa desenvolvido no IDE é chamado de *Sketch* e é possível funcionar com apenas duas funções: *void setup* e *void loop* (Figura 15). O *setup* () é a função destinada à configuração de tarefas a serem executadas, como definir modos de pinos ou iniciar uma biblioteca. O *loop* () é destinado à programação de repetição do *sketch*, ou seja, as tarefas programadas nesta função acontecerão infinitamente sendo interrompida apenas quando o sistema for desligado ou apertado o botão *reset* (ARDUINO, c2021b).

Figura 15 - Screenshot Sketch Arduíno IDE



```
sketch_New | Arduino 1.8.13
Arquivo  Editar  Sketch  Ferramentas  Ajuda

sketch_New
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
}

Salvo.
Arduíno Uno em COM3
```

Fonte: Arduíno (2018).

A fim de melhorar a *performance* de projetos eletrônicos, é possível incluir no *sketch* bibliotecas de *hardwares* e *softwares* que disponibiliza muitos procedimentos comuns de entrada e saída de dados habilitando o arduíno para a execução de diversas tarefas. Em programação, biblioteca compreende um pedaço de código que fornece algumas funcionalidades aos componentes eletrônicos, tal como escrever um texto em um *display* LCD (EVANS, NOBLE E HOCHENBAUM, 2013).

O *sketch* compilado (quando é carregado no IDE) é vinculado a um *stub do programa main ()* em um *script* executável com a cadeia de ferramentas GPL (*General Public License*), também incluída na distribuição do IDE. O Arduíno® IDE usa o programa *avrdude* para converter o código executável desenvolvido em um arquivo de texto em codificação hexadecimal que é carregado na placa do arduino por um programa carregador no *firmware* da placa (ARDUINO, 2018).

3.1.3 Montagem do Circuito e Algoritmos

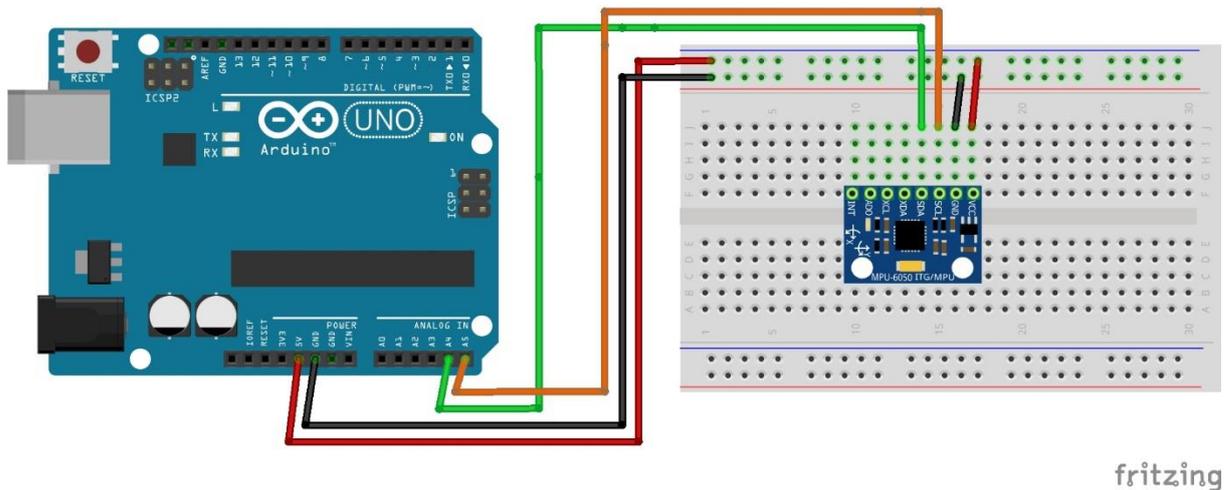
Inicialmente, o circuito foi montado em uma *protoboard* de 400 pontos, onde foram utilizados como componentes eletrônicos apenas o arduíno UNO e o MPU-6050, o qual foi denominado Circuito N°1 (Figura 16 e Figura 17). O sensor foi conectado na *protoboard* e ligado ao arduíno através de *jumpers* flexíveis de cores diferentes entre os pinos a fim de evitar erros de conexão.

Assim, durante todo o processo construtivo, os *jumpers* de cor vermelha foram utilizados para definir a conexão entre os pinos de energia (VCC-5V), os *jumpers* pretos foram usados na conexão entre os pinos GND, os de cor verde usados na conexão SCL e os de cor laranja na conexão SDA. Como fonte de energia, o arduíno foi conectado ao computador através da porta USB.

Após a montagem do circuito, foi necessário criar um algoritmo no IDE do arduíno que permitisse acionar o MPU-6050. Para isso, foi instalada uma biblioteca específica para o funcionamento do sensor que foi incluída no algoritmo, assim como outra biblioteca já disponível na IDE responsável por permitir a comunicação I²C usada pelo sensor.

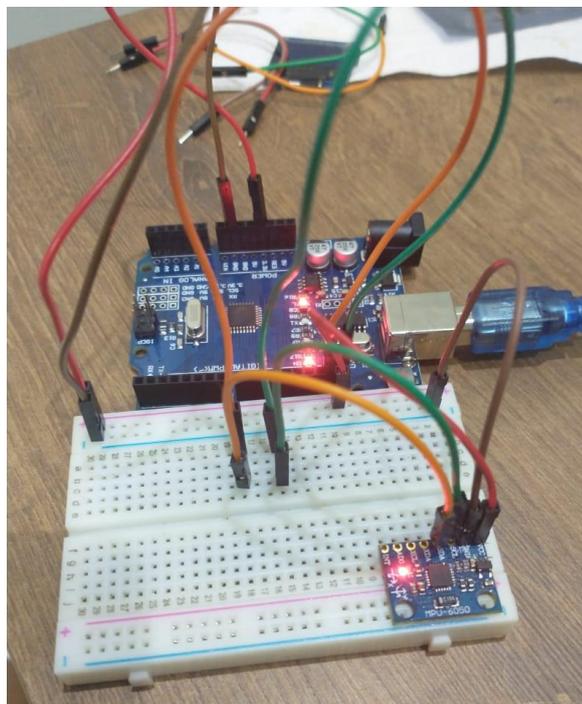
Após declarar as funções de funcionamento do MPU-6050, foi possível visualizar no *monitor serial* da IDE os valores brutos obtidos pelo acelerômetro e pelo giroscópio a medida que o sensor era movimentado. Vale ressaltar que esses dados brutos não representavam medidas angulares, apenas valores de aceleração.

Figura 16 – Projeto do Circuito N°1



Fonte: Próprio autor.

Figura 17 – Foto de Circuito N° 1 em Bancada de Teste



Fonte: Próprio autor.

Então, foi necessário reformular o algoritmo de modo que o sensor conseguisse calcular os dados brutos convertendo-os em medidas angulares. Ao finalizar, foi possível visualizar no *monitor serial* (Figura 18) do IDE do arduino os valores das medidas angulares. Esse algoritmo foi denominado *sketch* N°1 (Apêndice A).

Figura 18 - Screenshot Monitor Serial com Medidas do Circuito e Sketch N°1

```

COM5
00:20:30.815 -> AngleZ= 347.97
00:20:30.862 ->
00:20:33.830 -> AngleX= 357.38
00:20:33.830 -> AngleY= 5.57
00:20:33.878 -> AngleZ= 334.90
00:20:33.878 ->
00:20:36.854 -> AngleX= 4.84
00:20:36.854 -> AngleY= 3.78
00:20:36.901 -> AngleZ= 52.05
00:20:36.901 ->
00:20:39.873 -> AngleX= 21.77
00:20:39.873 -> AngleY= 3.75
00:20:39.920 -> AngleZ= 80.67
00:20:39.920 ->
00:20:42.899 -> AngleX= 21.46
00:20:42.899 -> AngleY= 3.37
00:20:42.945 -> AngleZ= 81.47
00:20:42.945 ->
00:20:45.926 -> AngleX= 60.13
00:20:45.926 -> AngleY= 6.61
00:20:45.926 -> AngleZ= 86.19
00:20:45.972 ->
  
```

Valores com MPU-6050 em Reposo

Rotação eixo X

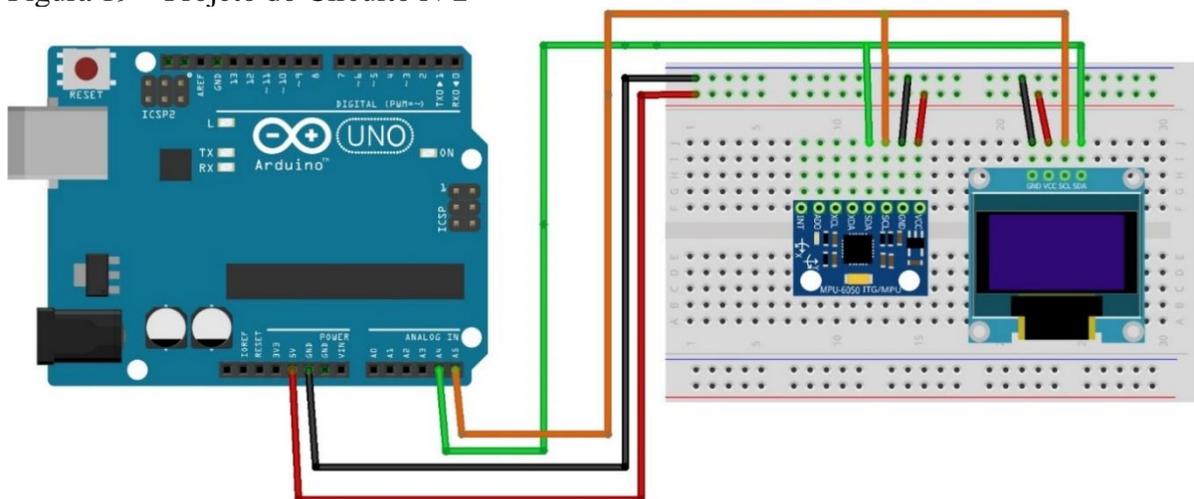
Alteração dos valores de X, Y, Z

Auto-rolagem Show timestamp Nenhum final-de-linha 9600 velocidade Deleta a saída

Fonte: Próprio autor.

Posteriormente, foram acrescentados outros dispositivos e incrementado a programação com outros códigos de modo que o arduino pudesse controlá-los. O primeiro dispositivo inserido foi o *display* OLED/SSD 1306 (Circuito N°2 – Figura 19 e Figura 20) e foi ampliado o código no *sketch* para que os valores angulares pudessem ser visualizados no visor ao invés do *monitor serial*. Quanto a conexão, foi utilizado o mesmo padrão de cores de *jumpers*, já que o *display* também utiliza os pinos VCC, GND, SCL e DAS para comunicação com arduino.

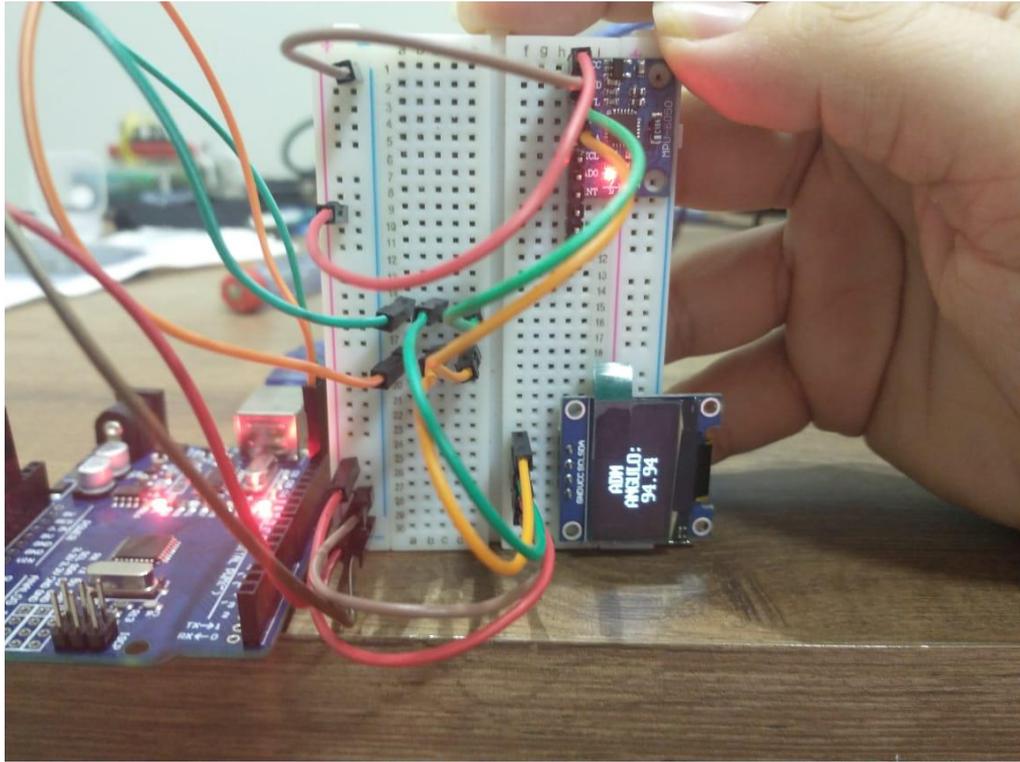
Figura 19 – Projeto do Circuito N°2



fritzing

Fonte: Próprio autor.

Figura 20 - Foto de Circuito N°2 em Bancada de Teste



Fonte: Próprio autor. *Protoboard* com MPU-6050 inclinada em aproximadamente 90° no eixo X e valor da angulação visível no display.

Para o funcionamento do *display* foi instalada a biblioteca <MicroLCD.h> e incluída no *sketch* N°1 bem como a programação necessária ao funcionamento do mesmo. O resultado desse novo programa foi nomeado *sketch* N°2 (Apêndice B).

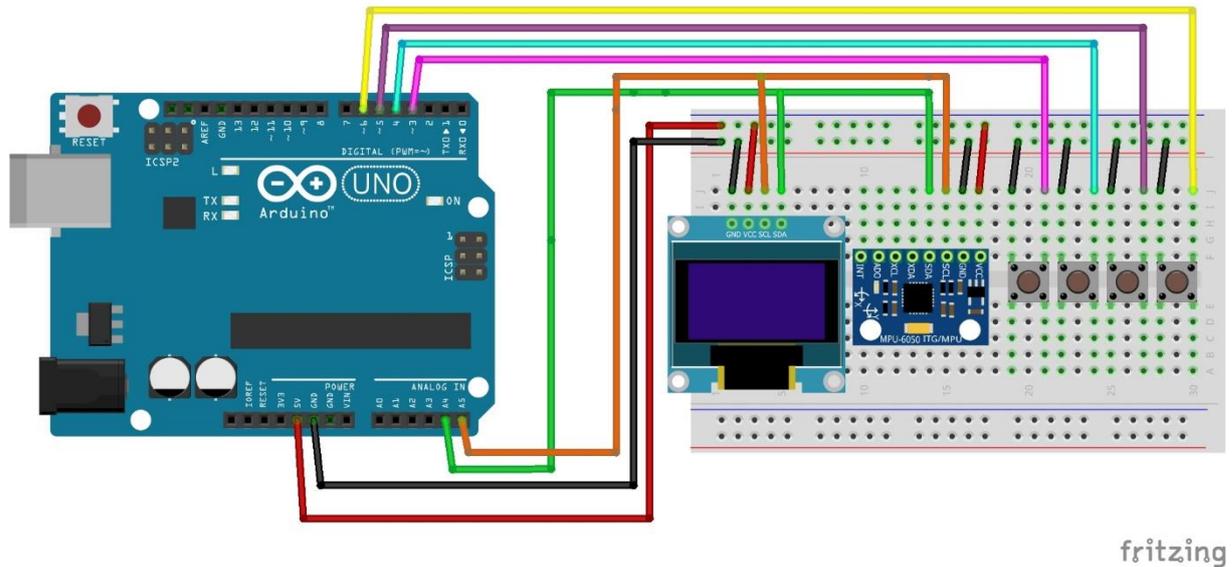
Por último, foram acrescentados os *push buttons* ao circuito. Inicialmente 2 botões para habilitar comando de menu horizontal e, após testes, 4 botões (Circuito N°3 - Figura 21 e Figura 22). O objetivo da inserção dos 4 botões foi ampliar o menu com as funções *left* (1° botão), *enter* (2° botão), *back* (3° botão) e *right* (4° botão).

Assim, é possível selecionar a função de aferir a ADM do joelho no eixo de rotação X e outros eixos (quando implementados), além de acessar as demais opções denominadas *ajuda*, que traz informações práticas de como aferir a ADM do joelho, e *sobre*, que traz informações sobre o protótipo, simplesmente rolando o menu apertando os botões *right* e *left* para ir para direita e esquerda e *enter* e *back* para selecionar a função e voltar para o menu principal.

A cada inserção de um novo componente eletrônico foi necessário incrementar o código no IDE, a fim de que fossem inseridas instruções para que o arduíno os comandasse. Além de códigos para o funcionamento dos botões, foi necessário inserir uma programação para que as

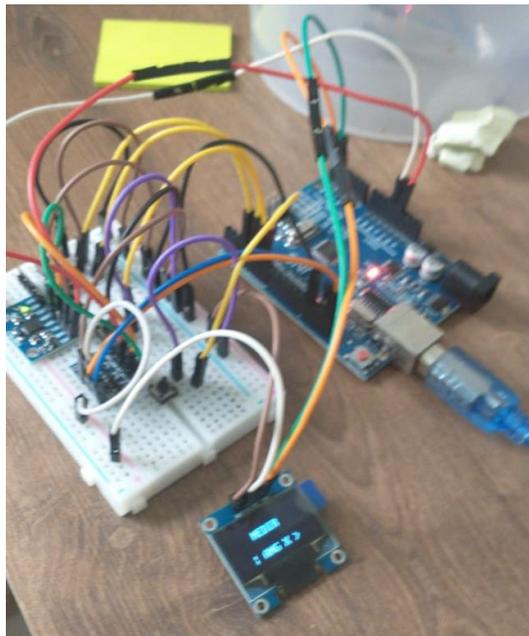
funções do PGD ficassem dispostos em um menu horizontal. Assim, as funções puderam ser acessadas pelo comando dos botões.

Figura 21 – Projeto do Circuito N° 3



Fonte: Próprio autor.

Figura 22 – Foto de Circuito N° 03



Fonte: Próprio autor.

Foram realizados vários testes com diferentes programas de menu devido alguns programas interferirem na função principal do sensor, que é a medida do ângulo. Após diversas inclusões e retiradas de bibliotecas e funções do algoritmo, foi possível construir um programa

que comandasse o MPU-6050 para medir ângulos, o *display* para visualização dos dados e botões para o selecionar a função a ser executada, o qual foi denominado *sketch N°3* (Apêndice C).

Durante os testes realizados com o MPU-6050 na *proto-board*, percebeu-se que o dispositivo apresentou, por algumas vezes, instabilidade durante a sua mobilização. Para tentar sanar esse problema foi inserido no circuito um conversor de nível lógico por acreditar que a instabilidade era decorrente das diferentes voltagens em que o arduíno e o sensor operam. Contudo, foi constatado que a instalação do conversor não interferiu nos resultados e não melhorou o desempenho do sensor, já que o sensor opera com voltagem máxima de 5V, a mesma voltagem do arduíno.

A solução foi proceder com a soldagem dos componentes para evitar mal contato entre os fios, os dispositivos e o arduíno. Os componentes foram soldados utilizando um ferro de solda de bancada de 30W da marca EDA, estanho, álcool isopropílico da marca Implastec, para fazer a limpeza dos componentes, e pasta de solda da marca WORKER, para que tem função de melhorar a qualidade da solda.

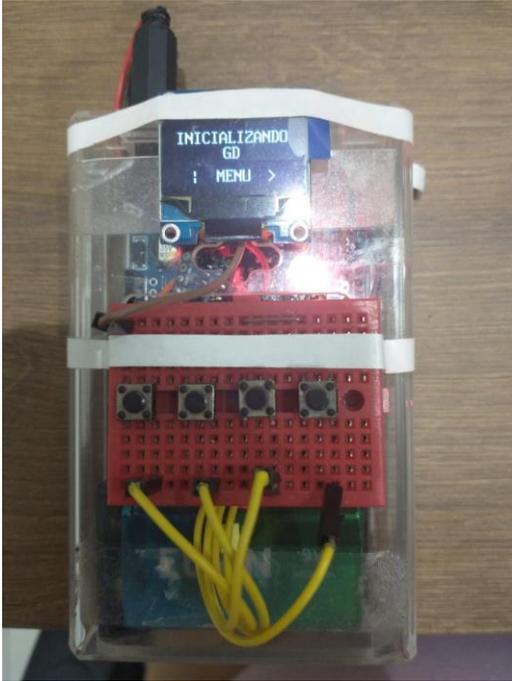
Foram adquiridos para a soldagem dos equipamentos uma lupa com suporte e pinças para segurar os componentes eletrônicos, um ferro de solda, um suporte para ferro de solda com bucha vegetal e demais substâncias necessárias (pasta de solda, álcool isopropílico e estanho). Porém, a aquisição desses materiais não é essencial para a construção do protótipo, uma vez que em qualquer loja de conserto de eletrônicos o técnico em eletrônica pode realizar a soldagem e, muitas vezes, sem custo nenhum.

Para dar autonomia ao equipamento foi inserida uma fonte de alimentação externa com bateria de 9V. Para a proteção dos componentes foi utilizada uma *case* de acrílico, feita exclusivamente para o PGD para que pudesse caber o suporte de bateria com a bateria de 9V junto com o arduíno dentro da *case*.

Os botões foram instalados na parte externa da *case* em uma mini *proto-board* com 170 pontos, a qual foi utilizada como suporte para os 4 botões de seleção. Os botões foram ligados ao arduíno por *jumpers* que foram soldados nos pinos digitais 3, 4, 5 e 6. A conexão com o GND foi feita através da soldagem de 1 *jumper* de cor marron no arduíno e encaixe na *proto-board* para ativar o GND nas conexões da placa, os demais botões foram conectados ao GND através de um fio de cobre através dos pontos da *proto-board*. Para fixar o equipamento no membro cujo foi mensurado a ADM, foram inseridas faixas de velcro de 17mm de largura fixados com fita dupla face à *case* (Figura 26).

Figura 23 - Protótipo Montado em Case

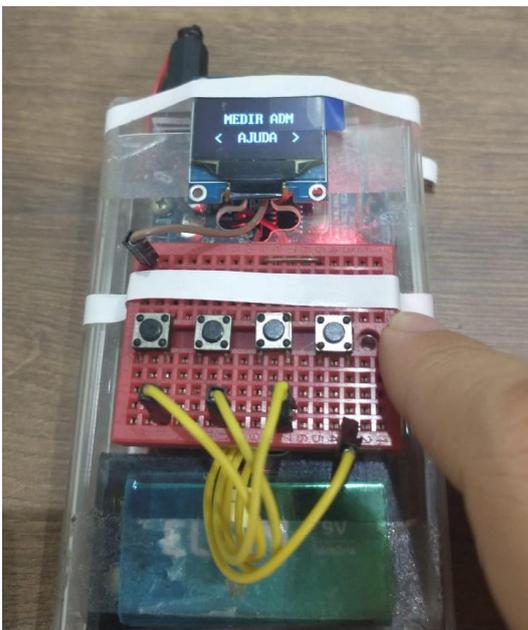
26.A



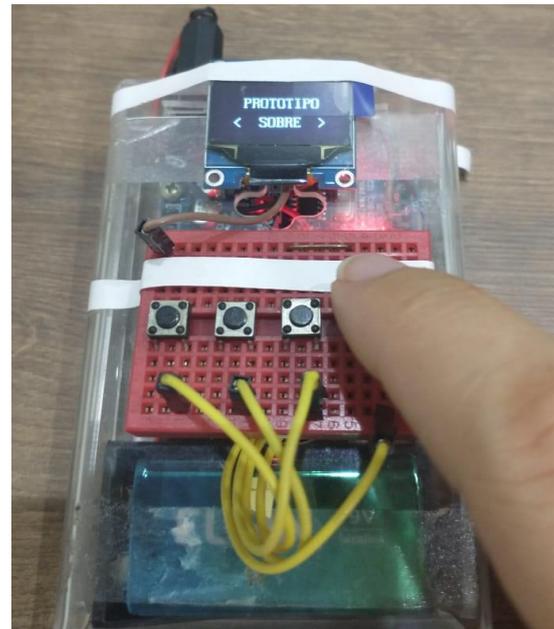
26.B



26.C



26.D

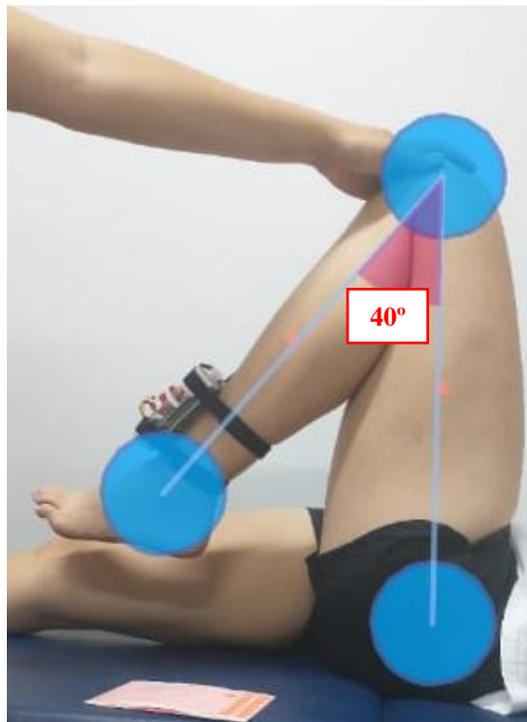


Fonte: Próprio autor. 26.A – Primeira tela do PGD. 26.B – Segunda tela (seleção do ângulo x). 26.C – Terceira tela (seleção do menu “AJUDA”). 26.D – Quarta tela (seleção do menu “SOBRE”).

Quando as primeiras aferições com o PGD foram realizadas em voluntários em uma coleta de dados preliminar, confirmou-se que o eixo que seria possível mensurar o movimento de flexão do joelho era o eixo X, portanto, confirmou-se que a programação foi realizada envolvendo o eixo adequado.

Em contrapartida, percebeu-se que valor obtido pelo sensor MPU-6050 não era referente à ADM do joelho, mas sim especificamente ao ângulo formado pela flexão do joelho em torno do eixo articular do mesmo (Figura 24).

Figura 24- Ângulo articular mensurado pelo PGD

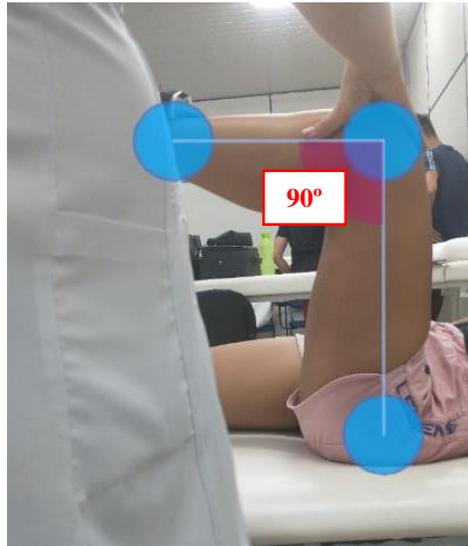


Fonte: Próprio autor.

Então percebeu-se a necessidade de aprimorar o programa a fim de que ele pudesse calcular o valor da ADM de flexão do joelho ao invés de apenas demonstrar o valor do ângulo resultante da flexão do mesmo. Assim, buscou-se compreender o mecanismo de funcionamento do GU, já que o GU consegue mensurar a ADM e não apenas o valor angular.

Considerando que a flexão passiva do joelho já se inicia em um ângulo de 90° (Figura 25), ao proceder com a mensuração utilizando um GU percebeu-se que, quando a medida da ADM de flexão do joelho de determinado indivíduo resultar em 130° , por exemplo, pode-se afirmar que após a angulação de 90° o joelho foi flexionado 40° , ou seja ($90^\circ + 40^\circ = 130^\circ$) (Figura 26).

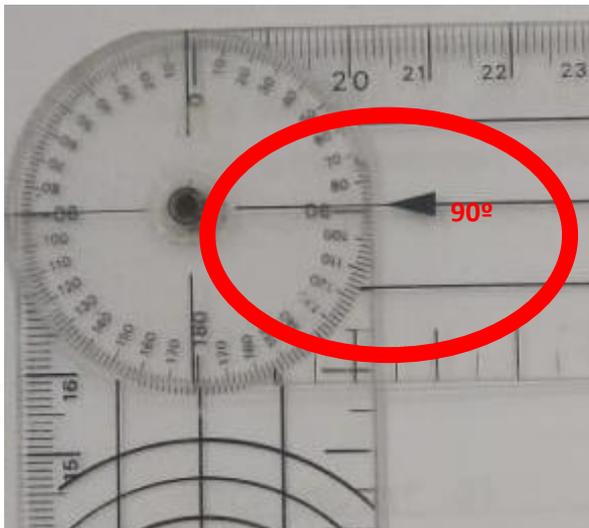
Figura 25- Joelho flexionado a 90° iniciais para medida de ADM de flexão passiva



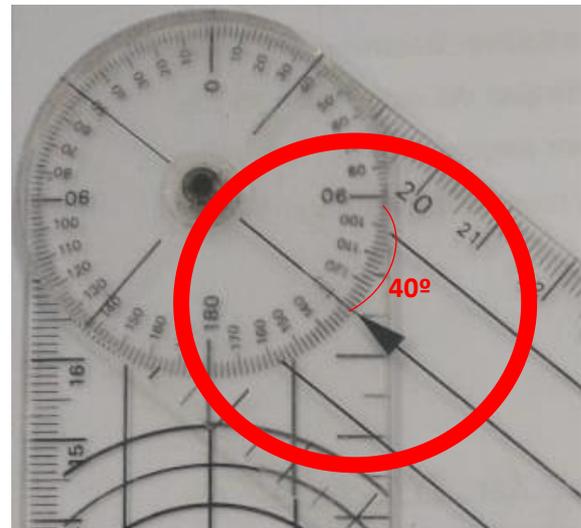
Fonte: Próprio autor.

Figura 26- GU articulado em 90° e 130°

25.A



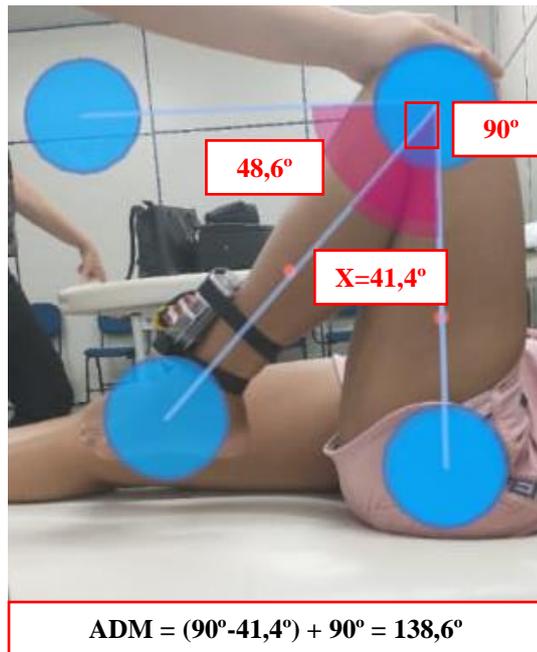
25.B



Fonte: Próprio autor. Fig. 26.A – GU articulado em 90°, representa o ângulo inicial para flexão passiva do joelho. Fig. 26.B – GU articulado em 130°, representa o final da flexão passiva do joelho.

Contudo, ao contrário do GU, o MPU-6050 obtém medidas angulares a partir de cálculos de aceleração e velocidade angular de um corpo (PRIETO, 2018). Então, foi acrescentado ao *Sketch N°3* um cálculo matemático simples que consistiu na seguinte equação: $ADM = (90 - x) + 90$, onde ADM é o valor da ADM de flexão do joelho, 90 corresponde aos 90° da medida inicial da flexão passiva e x corresponde ao valor angular calculado pelo acelerômetro. Logo, em uma flexão de joelho onde o acelerômetro calculou valor angular de 42°, o valor da ADM de flexão do joelho é de 138° (Figura 27).

Figura 27- Cálculo de ADM de flexão passiva de joelho realizada pelo programa do PGD



Fonte: Próprio autor.

A partir de então, o *display* ao final da flexão do joelho passou a demonstrar o resultado de uma ADM calculada pelo próprio algoritmo do PGD, que é o resultado da equação matemática descrita previamente (Figura 28).

Figura 28- Resultado da ADM no display do PGD



Fonte: Próprio autor.

3.2 Avaliação do Desempenho do Protótipo

Participaram do estudo 20 voluntários, os quais eram acadêmicos de fisioterapia da UnirG e se encontravam em estágio na CEF-UnirG, sendo 6 homens e 14 mulheres, com idade entre 19 e 34 anos. A tabela 2 demonstra os valores brutos das avaliações realizadas com o GU, com o PGD e a variação entre eles, onde pode-se observar significativa discrepância entre os resultados, compreendida entre 0° e 28°.

Tabela 2 - Valores brutos da ADM de flexão de joelho utilizando o GU e o PGD (n=20).

Voluntários	GU			PGD			Variação*		
	AV.1	AV.2	AV.3	AV.1	AV.2	AV.3	AV.1	AV.2	AV.3
A	123	128	128	136	132	126	13	4	2
B	138	129	130	110	115	111	28	14	19
C	130	130	131	128	119	118	2	11	13
D	131	139	138	115	114	121	16	25	17
E	130	129	130	131	134	133	1	5	3
F	124	126	130	129	132	134	5	6	4
G	120	114	120	133	132	136	13	18	16
H	122	122	132	127	126	127	5	4	5
I	124	122	124	132	132	123	8	10	1
J	122	122	126	120	120	125	2	2	1
K	124	126	128	129	127	124	5	1	4
L	132	129	132	135	130	134	3	1	2
M	130	136	134	118	123	123	12	13	11
N	134	130	132	130	125	130	4	5	2
O	126	132	130	140	139	130	14	7	0
P	136	132	129	121	120	117	15	12	12
Q	126	140	134	112	119	120	14	21	14
R	133	130	132	138	140	139	5	10	7
S	111	110	111	108	110	129	3	0	18
T	120	122	121	128	127	122	8	5	1

Fonte: Próprio autor. GU = goniômetro universal; PGD = protótipo de goniômetro digital; Av.1 = 1° medida realizada; Av.2 = 2° Medida realizada; Av.3 = 3° Medida realizada. *Diferenças entre os resultados.

Ao analisar as médias e desvio padrão entre os resultados das avaliações de cada instrumento (tabela 3), observou-se que não houve uma variação significativa entre as mesmas, apresentando p-valor > 0,05 em todas as médias. Porém, ao analisar os valores mínimos e

máximos (tabela 3) obtidos em cada avaliação, percebeu-se que houve uma variação importante entre as medidas.

Tabela 3 - Valores médios da ADM de flexão de joelho utilizando GU e o PGD (n=20)

Medida	Avaliador 1		P valor*
	GU	PGD	
	m ± DP (min-max)	m ± DP (min-max)	
Avaliação 1	126,80 ± 6,50 (111 – 138)	126,03 ± 9,51 (108 – 140,4)	0.85
Avaliação 2	127,40 ± 7,40 (110 – 140)	125,77 ± 8,26 (110 – 140)	0.94
Avaliação 3	128,60 ± 5,97 (111 – 138)	126,14 ± 7,11 (111 – 139)	0.53

Fonte: Próprio autor. GU = goniômetro universal; PGD = protótipo de goniômetro digital; ADM = amplitude de movimento; m = média; DP = desvio padrão; min = mínimo; max = máximo. *Teste t de Student.

Assim, ao realizar o teste de correlação de Spearman (tabela 4) entre os resultados das 3 avaliações de cada instrumento, observou-se que as mesmas apresentam confiabilidade baixa, uma vez que todas as medidas apresentaram CCI menores que 0,50.

Tabela 4 - Confiabilidade intraexaminador obtida com GU e PGD.

GU vs PGD	CCI (95% IC)*	EPM (graus)
Avaliação 1	0,130 (-0,499 a 0,497)	0.256
Avaliação 2	-0,156 (-0,636 a 0,385)	0,257
Avaliação 3	-0,083 (-0,538 a 0,381)	0,228
Geral	-0,282 (-0,714 a 0,336)	0,269

CCI = coeficiente de correlação intraclassa; IC = intervalo de confiança; EPM = erro padrão de medida. *Spearman.

Apesar da discrepância entre os valores das medidas, estudos anteriores que comparavam instrumentos diferentes para realizar medidas goniométricas também registraram variações entre os resultados e, algumas vezes, com diferenças significativas (KOLBER E HANNEY, 2012; MILANI et al., 2014; KUMAR et al., 2015; POURAHMADI et al., 2017).

Kolber e Hanney (2012), por exemplo, relataram em seu estudo, onde compararam um inclinômetro digital e um GU, que pesquisadores e profissionais deveriam reconhecer que as variações entre medidas desses dois instrumentos podem ficar entre 2° e 20°, a depender do movimento a ser avaliado.

Kumar e colaboradores (2015) construíram um dispositivo vestível com sensor infravermelho para aferir a ADM das principais articulações dos membros superiores e dos membros inferiores. E, ao compararem as medidas entre o instrumento criado e o GU,

constatarem que pode ocorrer uma variação de até 20° entre as medidas, dependendo da articulação envolvida.

Em outros estudos, como o de Milanese e colaboradores (2014) e de Santos e colaboradores (2011), os resultados evidenciaram que, mesmo havendo variações entre as medidas, estas foram menores durante a utilização de dispositivos eletrônicos. Assim como no estudo de Bobsin e colaboradores (2019), que desenvolveram um aplicativo de celular para medidas goniométricas e os resultados mostraram que o aplicativo apresentou confiabilidade semelhante ao do GU.

Contudo, os diferentes dispositivos e tecnologias não são os únicos que podem influenciar a confiabilidade das medidas. Segundo Santos e colaboradores (2012), os valores de medida da ADM sofrem influência não apenas do equipamento utilizado, mas também da experiência do examinador. Marques (2003) e Norkin e White (2016), importantes autores de manuais de goniometria, descrevem em seus livros que a experiência é imprescindível para que as medidas goniométricas sejam realizadas de forma adequada e que os resultados obtidos sejam fidedignos.

Tais estudos sugerem que, apesar das variações que ocorrem nos resultados das medidas, é válida a busca pela inserção e validação de equipamentos digitais e eletrônicos na goniometria. Santos e colaboradores (2012) conjecturam, em seu estudo, que a utilização de equipamentos eletrônicos e digitais em goniometria podem suprir os erros de medidas relacionados a inexperiência de examinadores.

No entanto, além da experiência do examinador, a padronização do processo é outro aspecto considerado fundamental para a obtenção de resultados confiáveis. De acordo com Mullaney e colaboradores (2010) as altas variações entre as medidas podem estar relacionadas à falta de concordância na execução do procedimento e às sucessivas repetições do movimento durante as aferições.

Segundo Piriya Prasarath e colaboradores (2008) as variações entre os resultados de medidas goniométricas podem ser menores se aplicado um protocolo de mensuração padronizado. Em seu estudo constataram que a variação das medidas goniométricas foi menor no grupo ao qual foi aplicado um protocolo para realizar a mensuração da ADM, chegando a 3,5° interexaminadores, onde geralmente apresenta maior variação entre as medidas.

Embora a experiência e a padronização do procedimento sejam fundamentais para a eficácia nos resultados de medidas goniométricas, neste estudo outras questões podem ter interferido de forma significativa nos resultados refletindo em um CCI fraco, como por exemplo o próprio tamanho da amostra.

Em uma amostra maior, seria possível obter resultados mais homogêneos devido à possibilidade de avaliar um maior número de voluntários com características físicas e hábitos de vida semelhantes, uma vez que aspectos como sedentarismo e índice de massa corpórea (IMC), entre outros, podem interferir na biomecânica corporal, implicando em alterações na flexibilidade de articulações e, conseqüentemente, nos valores de ADM (SANTOS E RIBEIRO, 2016).

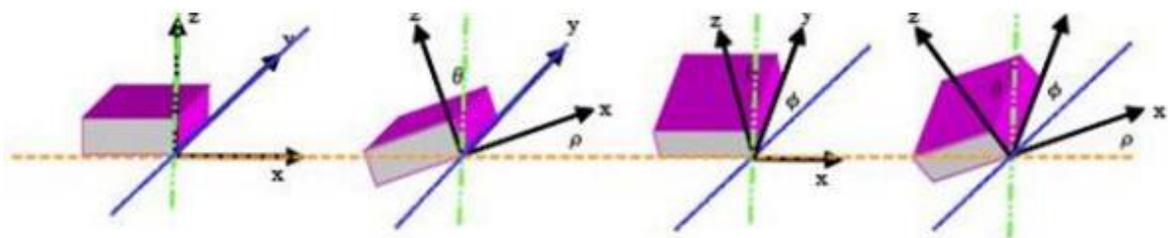
Outro fator que pode ter interferido nos resultados deste estudo está relacionado à tecnologia utilizada para a construção do equipamento. Como descrito previamente, o principal componente eletrônico utilizado neste trabalho foi o sensor MPU-6050 que permite realizar medidas angulares. Mas, para obter esses dados, o sensor depende de cálculos de aceleração e/ou velocidade angular a partir das funções do acelerômetro e/ou giroscópio (PAULA, 2015).

Com o intuito de melhorar a precisão das medidas obtidas com o PGD seria necessário combinar as funções do acelerômetro e giroscópio a fim de que os dois pudessem se complementar para a obtenção de valores mais fidedignos (LAGE, 2016). Para isso, foi realizada a tentativa de inserir o filtro de Kalman no algoritmo.

Este, além de permitir a junção das duas funções do sensor para o mesmo fim, ainda corrige erros do tipo *drift* e de ruídos intrínsecos ao giroscópio e acelerômetro, respectivamente (PRIETO, 2018). Porém, o código do filtro entrou em conflito com o algoritmo construído anteriormente para a leitura angular o que impossibilitou a inserção do mesmo na programação do PGD.

Por esta razão, a programação atual do PGD consiste na utilização do acelerômetro para calcular o valor angular a partir das medidas de inclinação obtidas pelo sensor, como pode ser visualizado na figura 29 (LAGE, 2016).

Figura 29- Medidas angulares através do acelerômetro para 3 eixos



Fonte: Paula (2015)

Nessa perspectiva, o PGD consegue calcular o valor de ADM de flexão de joelho a partir dos valores de inclinação do membro adjacente à articulação em avaliação, conforme demonstrado na figura 30.

Figura 30- Medida ADM da flexão do joelho com o PGD



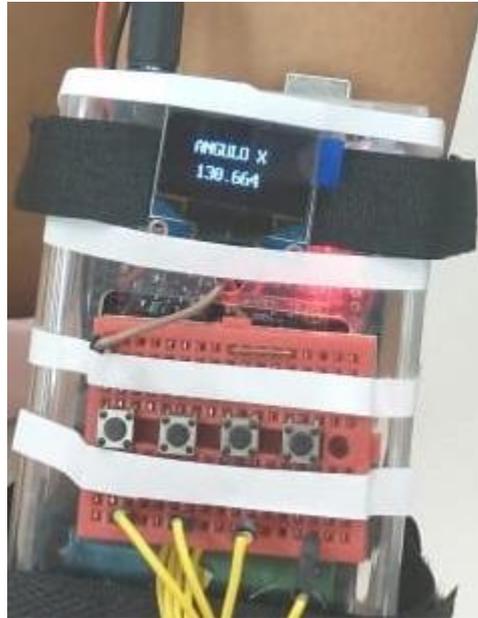
Fonte: Próprio autor.

A escolha da utilização do acelerômetro ao invés do giroscópio se deu pelo fato do giroscópio apresentar erros de *drift*, cujo o uso repetitivo afastaria ainda mais os resultados dos valores obtidos com o GU (PRIETO, 2018). Ao contrário do giroscópio, o inclinômetro possui maior precisão e menor interferência nos resultados, apesar de sofrer influência de ruídos.

Além disso, foi realizada a tentativa de inserir na programação do PGD algoritmos para as funções de iniciar, pausar e reiniciar contador junto ao botão de função *enter* do GPD com o intuito de tornar a leitura mais precisa. Porém, ainda não foi possível inserir essas 3 funções devido esses algoritmos terem entrado em conflito com a programação principal.

Por isso, foi inserida apenas a função de pausa no botão *enter* dentro da função de “Medir Ângulo X” no menu do GPD. Assim, após flexão passiva do membro, o botão *enter* foi acionado e o contador pausado permitindo a leitura do resultado final sem interferência (Figura 31).

Figura 31- Resultado de ADM de flexão de joelho (função pausa acionada)



Fonte: Próprio autor

Ainda que estudos anteriores tenham elucidado a respeito da capacidade que o acelerômetro tem de realizar medidas angulares com precisão e segurança, os resultados das medidas de ADM de flexão de joelho realizadas pelo PGD demonstraram que o mesmo ainda não pode ser utilizado em substituição ao GU e que há necessidade de revisão da programação e até a possibilidade de inserção de novos componentes eletrônicos a fim de torná-lo apto ao uso da goniometria.

3.3 Custo do protótipo

A execução do projeto apresentou um custo inferior quando comparado a outros equipamentos digitais portáteis destinados a medir ângulos, onde apresentaram valores de mercado entre R\$142,00 e R\$220,00. Destinado à medida especificamente da ADM foi encontrado apenas 1 dispositivo digital portátil com custo em torno de R\$ 6.215,00.

Na Tabela 5 está descrito todos os componentes utilizados para a reprodução do equipamento, bem como quantidade, valores unitários e valor total. Apesar do custo não ter sido tão menor que a maioria de equipamentos digitais utilizados em substituição ao GU, vale ressaltar que os mesmos não têm como finalidade principal a medida da ADM, pois, muito são usados para medidas de inclinação e angulação em diversos outros setores, como a construção civil. Portanto, não possuem a mesma proposta e nem o mesmo propósito que este estudo.

Tabela 5 - Custo da Construção do PGD

Componente eletrônico	Quant.	Valor Unit.	Total
Arduíno UNO R3 Atmega 328p – compatível	1	34,00	34,00
Placa GY-521/ MPU-6050	1	7,65	7,65
Display LCD OLED 0,96"	1	17,33	17,33
<i>Push Button</i>	4	0,15	0,60
<i>Jumpers</i>	13	0,19	2,48
<i>Protoboard</i> 170 pontos	1	3,83	3,83
<i>Case</i>	1	30,00	30,00
Parafusos	6	0,10	0,60
Suporte para bateria de 9V com conector P4	1	4,50	4,50
Bateria 9V alcalina	1	9,50	9,50
Custo Total			110,49

Fonte: Próprio autor.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo teve como objetivo principal a construção de um protótipo de baixo custo que fosse capaz de mensurar a ADM e, a fim de avaliar seu desempenho, foram realizadas mensurações da flexão passiva do joelho. No processo construtivo, foram utilizados materiais eletromecânicos de baixo custo e de fácil acesso que pudessem ser capazes de detectar mudanças de movimento do membro sob avaliação e obter resultados de medidas da ADM de forma prática e digital.

A construção de protótipos tem se tornado cada vez mais difundida entre os diversos segmentos sociais e para as mais variadas finalidades, como soluções para problemas corriqueiros, pesquisa e ensino. Esta pesquisa permitiu aplicar técnicas de projeto e construção de dispositivos eletromecânicos, promovendo a interdisciplinaridade, a difusão tecnológica e inovação nas ciências da saúde, uma vez que as placas de prototipagem e os componentes eletrônicos permitem uma infinidade de possibilidades.

A escolha da placa Arduíno® como microcontrolador foi fundamental para a construção do projeto devido a facilidade no manuseio e conexão com outras peças. O modelo UNO foi essencial para este processo, uma vez que esta placa vem acoplada a um conector *jack* para fonte de alimentação externa viabilizando autonomia ao equipamento, ou seja, sem necessidade de estar conectado à uma rede elétrica ou computador.

O processo construtivo do PGD apresentou alguns desafios. O primeiro deles foi ingressar no universo da robótica e aprender conceitos, componentes eletrônicos básicos e a programação para que estes pudessem funcionar. A princípio, foram realizados testes com *sketches* de teste do IDE do arduíno e montagem de circuitos simples como acionamento de LEDs e transmissão de textos ao *display*.

Familiarizando-se com esse universo, o segundo grande desafio foi definir quais componentes eletrônicos seriam usados para a construção do PGD e compreender o seu funcionamento, conexões com o arduíno e programação apropriada para que o arduíno executasse as funções desejadas.

Outra grande dificuldade foi encontrar o sensor adequado para as medidas angulares. A princípio, foi usado um potenciômetro circular, cujo objetivo era obter dados brutos pela movimentação do mesmo e depois convertê-los em valores angulares. Porém, este apresentou importante instabilidade e oscilação na obtenção dos valores brutos. Então, este foi substituído pelo MPU-6050 em razão de suas características funcionais, mencionadas previamente neste estudo.

Quando definidos e testados todos os componentes, o novo desafio foi agregar os programas necessários para o funcionamento de cada dispositivo em um mesmo algoritmo, pois, por diversas vezes, os programas independentes apenas justapostos no IDE entravam em conflito e interferiam no funcionamento dos dispositivos, principalmente quando inserido o programa da função de menu. Essas questões foram solucionadas criando um novo algoritmo integrando um programa ao outro e substituindo algumas funções e variáveis da programação.

Quanto à avaliação do desempenho, foi constatado que o protótipo necessita de melhorias quanto à programação do sensor MPU-6050 e revisão da montagem do circuito afim de aumentar a precisão e segurança das medidas, pois os resultados demonstraram uma confiabilidade fraca quando correlacionados os valores obtidos pelo GU e pelo GDP. E, embora o protótipo na maioria das vezes tenha apresentado resultados discrepantes dos resultados do GU, este apresentou potencial para realizar mensurações da ADM.

4.1 Limitações da pesquisa

O MPU-6050 é um módulo é largamente usado como auxiliar no direcionamento e localização espacial em projetos de robótica, aviação e navegação, portanto, foram encontrados pouquíssimos estudos utilizassem esse sensor com finalidade específica de mensuração angular. Então, para a construção deste foi necessário recorrer a *blogs*, canais de robótica e automação no *YouTube* e fóruns de debates sobre robótica e automação.

4.2 Contribuições da dissertação

Este estudo foi desenvolvido a partir de uma tecnologia atrativa e de interface amigável, podendo ser utilizada para diversas finalidades, como uso cotidiano, pesquisa e ensino. Nesse sentido, a grande contribuição deste estudo está relacionada à promoção da interdisciplinaridade nas ciências da saúde, integrando outras áreas do saber como a física, a

robótica, a eletrônica, a computação e outras, visto que esta interdisciplinaridade poderá promover melhorias significativas no desenvolvimento do PGD.

Na pesquisa e ensino, a partir do engajamento de outras áreas, este estudo poderá ser aprimorado, reproduzido ou desenvolvido outros semelhantes por pesquisadores e/ou alunos em grupos de estudos interdisciplinares e isso não seria possível usando as ferramentas tradicionais. Ao mesmo tempo, poderia contribuir para a difusão de ferramentas tecnológicas ainda pouco difundidas no ensino.

A proposta dessa pesquisa tem o potencial de se tornar um produto para uso cotidiano, onde poderá abranger a solução para um problema corriqueiro entre examinadores inexperientes: a mensuração da ADM com um dispositivo mecânico e que pode ser fortemente influenciado pelo avaliador.

A construção de um goniômetro digital de baixo custo, além de possibilitar que a realização das medidas da ADM se torne mais rápida, o modelo proposto neste estudo tem como vantagem a possibilidade de o examinador permanecer com as mãos livres já que o equipamento poderá ser fixado ao membro do voluntário. Isso torna o processo ainda mais prático e permite ao examinador liberdade para realizar o procedimento com maior facilidade.

4.3 Trabalhos futuros

Ao longo do desenvolvimento desta pesquisa identificou-se a possibilidades de continuação da mesma a partir da criação de um grupo interdisciplinar envolvendo áreas do conhecimento que tenham relação com a proposta deste estudo. Pois, o intuito é transformar este protótipo em um produto que possa ser usado no cotidiano tanto por profissionais inexperientes, como por alunos e até mesmo por profissionais com vasta experiência em goniometria.

REFERÊNCIAS

- AFONSO, B. S.; PEREIRA, R. B. O.; PEREIRA, M. F. L. Utilização da Internet das Coisas para o desenvolvimento de miniestação de baixo custo para monitoramento de condições do tempo em áreas agrícolas. **Anais da Escola Regional de Informática da Sociedade Brasileira de Computação (SBC) – Regional de Mato Grosso**, [S.l.], v. 6, p. 183-189, nov. 2015. Disponível Em: <<https://docplayer.com.br/17468125-Utilizacao-da-internet-das-coisas-para-o-desenvolvimento-de-miniesticacao-de-baixo-custo-para-monitoramento-de-condicoes-do-tempo-em-areas-agricolas.html>>. Acesso em: 09 jun. 2021.
- ANDRADE, S. M. de; STEFANO, S. R.; ZAMPIER, M. Metodologia de pesquisa. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 17, n. 5, p. 217 – 222. 2010. Disponível em: <<http://get.adobe.com/br/reader/>>. Acesso em: 20 mai. 2020.
- ARDUINO IDE software. **Arduino**. 2018. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/main/software>>. Acesso em: 14 nov. 2019.
- ARDUÍNO UNO REV3. **Arduíno**, c2021. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>>. Acesso em 10 jun. 2020.
- BATISTA, C. A. B.; MEIRA, M. A. C. V.; SANTANA, L. A. Estudo comparativo entre as medidas da goniometria e da fleximetria passiva na articulação do joelho. **Fisioterapia Brasil**, v. 11, n. 2, p. 84 – 87. 2010. Disponível em: <<http://www.portalatlanticaeditora.com.br/index.php/fisioterapiabrasil/article/view/1346/pdf>>. Acesso em: 25 mai. 2020.
- BATISTA, L.H. et al. Avaliação da amplitude articular do joelho: correlação entre as medidas realizadas com o goniômetro universal e no dinamômetro isocinético. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 10, n. 2, p. 193-198. 2006. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/rbfis/v10n2/v10n2a08.pdf>>. Acesso em 26 maio 2020.
- BOBSIN, E. T. et al. Confiabilidade de um aplicativo de goniometria para dispositivo móvel (Android): Goniôapp. **Acta Fisiatrica**, v. 26, n. 1, p. 1-5. 2019. Disponível em: <<https://www.revistas.usp.br/actafisiatrica/article/view/163302/159085>>. Acesso em 15 maio 2021.
- BOXALL, J. **Arduino Worskhop - A hands-on introduction with 65 Projects**. [S.l.]: No Starch Press, 2013.
- CAMPOS, A. Do LED ao arduíno: aprendendo eletrônica no século 21. **BR-Arduino.org**. 2017. Disponível em: <<https://br-arduino.org/2015/05/atmega-arduino-fuses.html>>. Acesso em 12 mar. 2021.
- CARVALHO, V. B. Desenvolvimento de teste de um monitor de barramento I2C para proteção contra falhas transientes. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) – Instituto de Informática, Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, p. 87. 2016. Disponível em: <<https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/150164/001008274.pdf?sequence=1>>. Acesso em: 20 mar 2020.

CAVALCANTE, M. A.; TAVOLARO, C. R. C.; MOLISANI, E. Física com arduíno para iniciantes. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 33, n. 4, p. 4503(1)-4503(9). 2011. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/rbef/v33n4/18.pdf>>. Acesso em 20 fev. 2021.

CHAVES, T. C. et al. Confiabilidade da fleximetria e goniometria na avaliação da amplitude de movimento cervical em crianças. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos-SP, v. 12, n. 4, p. 283-289. 2008. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/rbfis/v12n4/a06v12n4.pdf>>. Acesso em: 12 de fev. 2021.

COSTA, M. C.; SILVA, R. G. L. A dinâmica do conhecimento biomédico e em saúde: uma interpretação sociológica. **Sociologias**, v. 21, n. 50, p. 18-47. 2019. Disponível em: <https://www.redalyc.org/journal/868/86860243002/html/>. Acesso em: 15 de jul. 2021.

D'AUSÍLIO, A. Arduino: A low-cost multipurpose lab equipment. **Behavior Research Methods**, v. 44, n. 2, p. 305 – 313. 2012. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22037977/>>. Acesso em: 24 mai. 2020.

DÖHNERT, M. B.; TOMASI, E. Validade da fotogrametria computadorizada na detecção de escoliose idiopática adolescente. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos-SP, v. 12, n. 4, p. 290-297. 2008. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/rbfis/v12n4/a07v12n4#:~:text=Conclus%C3%B5es%3A%20Com%20base%20nestes%20resultados,de%20grau%20leve%20nas%20escolas>>. Acesso em: 29 abr. 2021.

DRAKE, R. L.; VOGL, W.; MITCHELL, A. W. M. (org.). **Gray's: anatomia clínica para estudantes**. Tradução de Vilma Ribeiro de Souza Varga et al. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

EVANS, M.; NOBLE, J.; HOCHENBAUM, J. **Arduíno em ação**. Tradução de Camila Paduan. ed. 1. São Paulo: Novatec. 2013. Disponível em: <https://s3.novatec.com.br/capitulos/capitulo-9788575223734.pdf>. Acesso em: 15 dez. 2020.

FAROOQ, M. N. et al. Reliability of the universal goniometer for assessing active cervical range of motion in asymptomatic healthy persons. **Pakistan Journal of Medical Sciences**, v. 32, n.2, p. 457-461. 2016. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4859044/>. Acesso em 28 jul. 2021.

FERREIRA, A. L. Como usar push button com arduíno (programação). **SQUIDS**. 2018. Disponível em: <http://www.squids.com.br/arduino/index.php/software/dicas/168-como-usar-push-button-com-arduino-programacao>. Acesso em 15 out. 2021.

FERREIRA, A. R. **Análise eletromecânica do giroscópio MEMS**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas. Campinas, p. 151. 2013. Disponível em: <<http://repositorio.unicamp.br/jspui/handle/REPOSIP/263218>>. Acesso em 12 mar. 2021.

FORHAN, N. A. E. **Giroscópios MEMS**. Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais. Ministério de Ciência e Tecnologia. São José dos Campos: Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais. 2010.

GOUVEIA, V. H. O. et al. Confiabilidade das medidas inter e intra-avaliadores com goniômetro universal e flexímetro. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.21, n.3, p. 229-235. 2014.

Disponível em: <<http://www.revistas.usp.br/fpusp/article/view/88384>>. Acesso em: 12 mai. 2020.

HAMILTON, N.; WEIMAR, W.; LUTTGENS, K. Cinesiologia: teoria e prática do movimento humano. Tradução de Telma Lúcia de Azevedo Honnemann, Douglas Arthur Omena Futuro e Denise Costa Rodrigues. 12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013. 467 p.

INVENSENSE. **MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4**. Agosto de 2013. Disponível em: <<https://www.invensense.com/wpcontent/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>>. Acesso em: 10 jun. 2020.

JOÃO, S. M. A. Avaliação fisioterapêutica do joelho. Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da USP. 2011. Disponível em: <http://danielsimonn.com.br/recomendados/avaliacao-funcional-biomecanica/avaliacao-joelho.pdf>. Acesso em 10 mar. 2021.

JUMPER macho-macho.. **FilipeFlop**. s.d. Disponível em: <https://www.filipeflop.com/produto/jumpers-macho-macho-x40-unidades/>. Acesso em 15 out. 2021.

KAMOGAWA, Marcos Y.; MIRANDA, Jeová Correia. Uso de hardware de código fonte aberto "Arduino" para acionamento de dispositivo solenoide em sistemas de análises em fluxo. **Química Nova**, São Paulo, v. 36, n. 8, p. 1232-1235, 2013. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-40422013000800023&lng=en&enrm=iso>. Acesso em 23 mai. 2020.

KEOGH, J. W. L. et al. Reliability and validity of clinically accessible smartphone applications to measure joint range of motion: A systematic review. **Plos One**, v.14, n.5, p. 1-24, may. 2019. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31067247/?from_term=%28%28Articular+range+of+motion%29+AND+technology%29+AND+teaching&from_pos=1>. Acesso em: 18 mai. 2020.

KOLBER, M. J.; HANNEY, W. J. The reliability and concurrent validity of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer and goniometer: a technical report. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 3, p. 306-313. 2012. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3362980/pdf/ijsp-07-306.pdf>. Acesso em: 10 maio 2021.

KONIN, F. G. e col. **Cinesiologia prática para fisioterapeutas**. Tradução de Eliane Ferreira. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

KUMAR, Y., et al. Wireless wearable range-of-motion sensor system for upper and lower extremity joints: a validation study. **Healthcare Technology Letters**, v. 2, n.1, p. 12 – 17, jan. 2015. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26609398>>. Acesso em: 20 mai. 2020.

LAGE, V. N. **Desenvolvimento de um controlador PID para estabilização de uma plataforma com dois graus de liberdade**. Monografia (Graduação em Engenharia de Controle e Automação) – Universidade Federal de Ouro Preto. Ouro Preto, p. 96. 2016. Disponível em: https://www.monografias.ufop.br/bitstream/35400000/1029/1/MONOGRRAFIA_Desenvolvim

entoControladorPID.pdf. Acesso em: 15 jul. 2021.

LEE, W. W. et al. A Smartphone-Centric System for the Range of Motion Assessment in Stroke Patients. **IEEE Journal of biomedical and health informatics**, v. 18, n. 6, p. 1839-1847. 2014. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25375681/>> Acesso em: 21 mai. 2020.

MARGOLIS, M. **Arduino Cookbook**. 2. ed. [S.l: s.n.], 2011.

MARIMOTO, C. E. Jumper. **Hardware.com.br**. Disponível em: <https://www.hardware.com.br/termos/jumper#:~:text=Os%20jumpers%20s%C3%A3o%20pequenas%20pe%C3%A7as,pinos%2C%20funcionando%20como%20um%20interruptor.> Acesso em: 15 out. 2021.

MARQUES, A. P. **Manual de Goniometria**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003.

MARTINAZZO, C. A. et al. Arduíno: uma tecnologia no ensino de física. **Perspectiva (URI Erichim)**, v. 38, n. 143, p. 21-30, set. 2014. Disponível em: https://www.uricer.edu.br/site/pdfs/perspectiva/143_430.pdf. Acesso em: 10 fev. 2020.

MAY, S. et al. Reliability of physical examination tests used in the assessment of patients with shoulder problems: a systematic review. **Physiotherapy**, v. 93, n. 3, p. 179-190. 2010. Disponível em: <[https://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406\(10\)00023-4/fulltext](https://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406(10)00023-4/fulltext)>. Acesso em: 21 mai. 2020.

McROBERTS, M. **Arduíno básico**. Tradução de Joice Elias Costa. São Paulo: Novatec Editora, 2015.

MEEREIS, E. C. W. **Desenvolvimento de um equipamento para avaliação funcional do joelho**. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) – Universidade Federal de Santa Maria. Santa Maria, p. 94. 2013. Disponível em: <https://repositorio.ufsm.br/bitstream/handle/1/14569/DIS_PPGEPP_2013_MEEREIS_ESTEL E.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em 30 abr. 2021.

MEZZARI, M. A. J. M. C. et al. Avaliação da amplitude de movimento na artrite reumatoide: uma revisão da literatura. **Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional da UFSCar**, São Carlos-SP, v. 25, n. 2, p. 387-400. 2017. Disponível em: <<https://docs.bvsalud.org/biblioref/2017/12/876070/1494-7573-2-pb.pdf#:~:text=O%20m%C3%A9todo%20de%20mensura%C3%A7%C3%A3o%20da,ALLINGER%3B%20ENGSBERG%2C%201993>>. Acesso em: 12 fev. 2021.

MILANESE, S. et al. Reliability and concurrent validity of knee angle measurement: Smart phone app versus universal goniometer used by experienced and novice clinicians. **Manual Therapy**, v. 19, n. 6, p. 569- 574, Dec. 2014. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24942491/>>. Acesso em: 20 mai. 2020.

MILANI, P et al. Mobile smartphone applications for body position measurement in rehabilitation: a review of goniometric tools. **PM e R: The journal of injury, function and rehabilitation**, v. 6, n. 11, p. 1038-1043. 2014. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24844445/>>. Acesso em 21 mai. 2020.

MINNS, P. C. **Programming For the PC the MAC and the Arduino Microcontroller**

System. [S.l: s.n.], 2013.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia orientada para a clínica.** Tradução de Cláudia Lúcia Caetano de Araújo. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.

MULLANEY, M. et al. Reliability of shoulder range of motion comparing a goniometer to a digital level. **Physiotherapy Theory and Practice.** v. 26, n. 5, p. 327-333. 2010. Disponível em: <<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/09593980903094230>>. Acesso em 20 mai. 2020.

NORKIN, C. C.; WHITE, D. J. **Measurement of joint motion: a guide to goniometry.** 5. ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2016.

O QUE é arduino? **Arduino**, 2018. Disponível em: <https://www.arduino.cc/en/Guide>. Acesso em 15 jun. 2020.

OLIVEIRA, A. A.; NETO, F. H. C. **Anatomia e fisiologia: a incrível máquina do corpo humano.** 2. ed. Fortaleza: EdUECE, 2015.

PAN, et al. Getting Started With Arduino. *In*: PAN, T.; ZHU, Y. Designing embedded systems with arduino: a fundamental technology for makers. Singapore: Springer, 2018. Disponível em: <<https://dl.acm.org/citation.cfm?id=1502111>>. Acesso em: 14 nov. 2019

PAULA, F. O. Sensores IMU: uma abordagem completa (Parte 1). **Laboratório iMobilis.** Departamento de computação. Universidade Federal de Ouro Preto. 2015. Disponível em: <http://www2.decom.ufop.br/imobilis/sensores-imu-uma-abordagem-completa-parte-1/>. Acesso em: 17 jul. 2021.

PIRIYAPRASARTH, P. et al. The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 9, n. 6, np. 2008. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1186/1471-2474-9-6>>. Acesso em: 20 mai. 2020.

PLACA UNO R3. **FILIFELOP. 2021. Disponível em:** <https://www.filieflop.com/produto/placa-uno-r3-cabo-usb-para-arduino/>. Acesso em: 15 mar. 2021.

POURAHMADI, M.R. et al. Reliability and concurrent validity of a new iPhone® goniometric application for measuring active wrist range of motion: a crosssectional study in asymptomatic subjects. **Journal of Anatomy**, v. 230, n. 3, p. 484 – 495. 2017. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27910103/>>. Acesso em: 26 mai. 2020.

PRIETO, F. B. **Um estudo sobre arquiteturas de hardware para técnicas de fusão sensorial através do EKF e da estimação de estados baseado em filtros híbridos otimizados.** Dissertação (Mestrado em Sistemas Mecatrônicos) – Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Mecânica. Brasília, p. 148. 2018. Disponível em: https://bdtd.ibict.br/vufind/Record/UNB_557e2821e0d3ff3d933ed86e20366b1b. Acesso em 02 ago. 2020.

PROTOBOARD – O que é – Simulador *Online*. **Athos Eletronics**. c2021. Disponível em: <https://athoselectronics.com/protoboard-simulador-online/>. Acesso em 15 out. 2021.

PUSH button (chave táctil). **Eletrogate**. c2020. Disponível em: <https://www.eletrogate.com/push-button-chave-tactil-6x6x6mm>. Acesso em: 15 out. 2020.

SACCO, I. C. N. et al. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 11, n. 5, p. 411 – 417, 2007. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/rbfis/v11n5/a13v11n5.pdf>>. Acesso em: 26 mai. 2020.

SACCO, M. Sensores Inerciales: El mundo en movimiento. 2011. 1 Aug. 2017 <<http://www.neoteo.com/21690-sensores-inerciales-el-mundo-en-movimiento>>.

SANTOS, C. M. et al. Confiabilidade intra e interexaminadores e erro de medição no uso do goniômetro e inclinômetro digital. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 18, n. 1, p. 38 – 41, Jan/Fev. 2012. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/rbme/v18n1/08.pdf>>. Acesso em: 22 mai. 2020.

SANTOS, J. D. M. et al. Confiabilidade inter e intraexaminadores nas mensurações angulares por fotogrametria digital e goniometria. **Fisioterapia em Movimento**, v. 24, n. 3, p. 389-400, jul/set. 2011. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/fm/v24n3/03.pdf>>. Acesso em 21 mai 2020.

SANTOS, Z. A.; RIBEIRO, R. Efeito do exercício físico na melhora do grau de flexibilidade na articulação dos joelhos em obesos exercitados comparados com obesos sedentários. **Revista Brasileira de Obesidade, Nutrição e Emagrecimento**, v. 10, n. 55, p. 20-24. 2016. Disponível em: <http://www.rbone.com.br/index.php/rbone/article/view/401>. Acesso em 15 jul. 2021.

SCHÜNKE, M e col. **Prometheus, atlas de anatomia: anatomia geral e aparelho locomotor**. Tradução de Adilson Dias Salles. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

SKETCH. **Arduíno**. c2021b. Disponível em: <https://www.arduino.cc/en/tutorial/sketch>. Acesso em: 10 nov. 2020.

SOUZA, F. Arduíno UNO. **Embarcados**. 2013. Disponível em: <https://www.embarcados.com.br/arduino-uno/>. Acesso em: 10 mar. 2021.

STANDRING, S. (Ed.). **Gray's Anatomia: a base anatômica da prática clínica**. Tradução de Denise Costa Rodrigues et al. 40. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

SUPORTE para bateria 9V (Case para bateria 9V). **Eletrogate**. c2020. Disponível em: <https://www.eletrogate.com/suporte-para-bateria-9-v-case>. Acesso em: 15 out. 2020.

THOMSEN, A. Como conectar o display Oled ao Arduino. **FilipeFlop**. 2015. Disponível em: <https://www.filipeflop.com/blog/como-conectar-display-oled-arduino/>. Acesso em: 15 out. 2021.

THOMSEN, A. Tutorial: Acelerômetro MPU-6050 com Arduino. **FilipeFlop**. 2014. Disponível em: <https://www.filipeflop.com/blog/tutorial-acelerometro-mpu6050-arduino/>. Acesso em 10 mar. 2021.

TIRLONI, A. S.; MORO, A. R. P. Interferência do vestuário no desempenho, na amplitude de movimento e no conforto na ginástica laboral. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 12, n. 6, p. 443-450. 2010. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbcdh/a/JWh83dwrYtMn4XPgrrkfVFc/?format=pdf&lang=pt>. Acesso em: 15 jun. 2021.

TRILHA JUNIOR, M. et al. Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 17, n. 2, p. 19-23. 2009. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/aob/a/Cq89S7fcFyxmcZcHtmRKHwK/?lang=pt#>>. Acesso em: 10 mar. 2021.

UNIVERSIDADE DE GURUPI. **Medidas de Segurança para Retorno de Atividades Presenciais**. Gurupi, 2020. Disponível em: http://www.unirg.edu.br/wp-content/uploads/2020/07/Medidas_Seguran%C3%A7a_Retorno_UnirG.pdf. Acesso em: 10 out. 2020.

VENTURINI, C. et al. Confiabilidade intra e interexaminadores de dois métodos de medida da amplitude ativa de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos saudáveis. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 10, n. 4, p. 407-411. 2006. Disponível em: <<https://www.scielo.br/pdf/rbfis/v10n4/07.pdf>>. Acesso em: 26 mai. 2020.

WILLIAN, O. P. Introdução a anatomia humana – planos e eixos anatômicos do corpo. **O Manual da Criação**. 2020. Disponível em: <https://omanualdacriacao.com/introducao-a-anatomia-humana/>. Acesso em: 10 mar 2021.

APÊNDICE A – SKETCH N° 1

```
#include <MPU6050.h> // Inclui biblioteca do MPU-6050
```

```
#include <Wire.h> // Inclui biblioteca de comunicação I2C
```

```
//Declara o MPU-6050
```

```
const int MPU_addr=0x68;
```

```

int16_t AcX,AcY,AcZ,GyX,GyY,GyZ;
int minVal=265;
int maxVal=402;
double x;
double y;
double z;

void setup() {

Wire.begin(); //Inicia a comunicação I2C
Wire.beginTransmission(MPU_addr); //Começa a transmissão de dados para o sensor
Wire.write(0x6B); // registrador PWR_MGMT_1
Wire.write(0); // Manda 0 e "acorda" o MPU 6050
Wire.endTransmission(true);
Serial.begin(9600); //Inicia a comunicação serial (para exibir os valores lidos)
}

void loop() {

Wire.beginTransmission(MPU_addr); //Começa a transmissão de dados para o sensor
Wire.write(0x3B); // registrador dos dados medidos (ACCEL_XOUT_H)
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU_addr,14,true); // faz um "pedido" para ler 14 registradores, que serão
os registrados com os dados medidos

AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C
(ACCEL_XOUT_L);
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E
(ACCEL_YOUT_L);
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L);
GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L);
GyY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L);
GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L);

```

```

int xAng = map(AcX,minVal,maxVal,-90,90);
int yAng = map(AcY,minVal,maxVal,-90,90);
int zAng = map(AcZ,minVal,maxVal,-90,90);

x= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng)+PI);
y= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng)+PI);
z= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng)+PI);

//Agora escreve os valores no monitor serial

Serial.print("AngleX= ");
Serial.println(x);

Serial.print("AngleY= ");
Serial.println(y);

Serial.print("AngleZ= ");
Serial.println(z);
Serial.println("-----");

delay(1000); // Repete a leitura de 1 em 1 minuto.
}

```

APÊNDICE B – *SKETCH* Nº 2

```

#include <MPU6050.h> // Inclui biblioteca MPU-6050
#include <Wire.h> // Inclui biblioteca de comunicação I²C
#include <MicroLCD.h> // Inclui biblioteca para display LCD OLED

// Declara o display
LCD_SSD1306 lcd; /*for SSD1306 OLED module*/;

```

```
//Declara o MPU-6050
const int MPU_addr = 0x68;
int16_t AcX,AcY,AcZ,GyX,GyY,GyZ;
int minVal=265;
int maxVal=402;
double x;
double y;
double z;

void setup() {

  lcd.begin(); // Inicializa display

  Wire.begin(); //Inicia a comunicação I2C
  Wire.beginTransmission(MPU_addr); //Começa a transmissao de dados para o sensor
  Wire.write(0x6B); // registrador PWR_MGMT_1
  Wire.write(0); // Manda 0 e "acorda" o MPU 6050
  Wire.endTransmission(true);
}

void loop() {

  lcd.clear();
  lcd.setCursor(45,1);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_MEDIUM);
  lcd.println("ADM");
  lcd.setCursor(30, 3);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
  lcd.println("ANGULO: ");
  lcd.setCursor(35,5);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
  lcd.println(x);
```

```

Wire.beginTransmission(MPU_addr); //Começa a transmissão de dados para o sensor
Wire.write(0x3B); // registrador dos dados medidos (ACCEL_XOUT_H)
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU_addr,14,true); // faz um "pedido" para ler 14 registradores, que serão
os registrados com os dados medidos

AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C
(ACCEL_XOUT_L);
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E
(ACCEL_YOUT_L);
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L);
GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L);
GyY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L);
GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L);

int xAng = map(AcX,minVal,maxVal,-90,90);
int yAng = map(AcY,minVal,maxVal,-90,90);
int zAng = map(AcZ,minVal,maxVal,-90,90);

x= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng)+PI);
y= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng)+PI);
z= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng)+PI);
delay(1000);
}

```

APÊNDICE C – *SKETCH* N° 3

```

// --- Bibliotecas Auxiliares ---
#include <Wire.h> //inclui I2C já disponível no IDE
#include <MicroLCD.h> //inclui display Oled
#include <MPU6050.h> //inclui sensor MPU6050

// --- Mapeamento de Hardware ---
//Declara botões

```

```

#define bt_r 6 //botão direita pino 6
#define bt_l 3 //botão esquerda pino 3
#define bt_e 4 //botão enter pino 4
#define bt_b 5 //botão voltar pino 5

// --- Constantes e Objetos ---
#define menu_max 6 //número máximo de menus existentes
LCD_SSD1306 lcd; /*for SSD1306 OLED module*/ //declara o display a ser utilizado

// --- Declara MPU-6050 ---
const int MPU_addr = 0x68; //declara o endereço do MPU

// --- Variáveis Globais ---
int menu_num = 1, sub_menu = 1; //variáveis globais para a organização e rolagem do menu
unsigned long delay1 = 0; //variáveis globais para configuração do tempo de bounce do botão
usando millis

int16_t AcX,AcY,AcZ,GyX,GyY,GyZ; //declara as variáveis a serem lidas pelo MPU
int minVal = 0;
int maxVal = 360;
double x = 0; //declara x como variável do MPU
double y = 0; //declara y como variável do MPU
double z = 0; //declara z como variável do MPU

// --- Declara Funções de Teclado e Menu ---
void keyboard(); //declara a função de leitura de teclado (no caso os botões)
void menu1(); //declara a função menu1
void menu2(); //declara a função menu2
void menu3(); //declara a função menu3
void menu4(); //declara a função menu4
void menu5(); //declara a função menu5
void menu6(); //declara a função menu6
void angCalc(); //declara a função de cálculo de ângulos

```

```
// --- Configurações Iniciais ---  
void setup()  
{  
  pinMode(bt_r, INPUT_PULLUP); //liga pino 6 - botao da direita  
  pinMode(bt_l, INPUT_PULLUP); //liga pino 3 - botao da esquerda  
  pinMode(bt_e, INPUT_PULLUP); //liga pino 4 - botao de enter  
  pinMode(bt_b, INPUT_PULLUP); //liga pino 5 - botao de back/esc  
  
  lcd.begin(); // inicia o lcd/liga o lcd  
  
  Wire.begin(); //Inicia comunicação I2C  
  Wire.beginTransmission(MPU_addr); //Inicia transmissão para o dispositivo I2C com o  
  endereço fornecido  
  Wire.write(0x6B); //Registrador de energia da MPU6050  
  Wire.write(0); //Grava dados de um dispositivo escravo  
  Wire.endTransmission(true); //liga I2c  
} //end setup  
  
void loop() {  
  
  keyboard(); //chama a função teclado  
  angCalc(); // chama a função de calculo de angulo radiano  
  
  switch(menu_num) //declara a existência dos 4 menus  
  {  
    case 1: menu1(); break;  
    case 2: menu2(); break;  
    case 3: menu3(); break;  
    case 4: menu4(); break;  
    case 5: menu5(); break;  
    case 6: menu6(); break;  
  
  } //end switch
```

```
} //end loop
```

```
// --- Desenvolvimento das Funções ---
```

```
void keyboard(){ //programa o teclado (botões), tempo de bounce, rolagem horizontal direita e esquerda, enter(seleciona) e back (volta)
```

```
if(!digitalRead(bt_r) && sub_menu == 1) {
  if ((millis() - delay1) > 400) {
    if(menu_num <= menu_max) menu_num ++;
    delay1 = millis();}
} //end bt_r
```

```
if(!digitalRead(bt_l) && sub_menu == 1) {
  if ((millis() - delay1) > 400) {
    if(menu_num > 0) menu_num --;
    if(menu_num >= 6) menu_num --;
    delay1 = millis(); }
} //end bt_l
```

```
if(!digitalRead(bt_e)) {
  if ((millis() - delay1) > 400) {
    if(sub_menu <= 1) sub_menu ++;
    if(sub_menu >2) sub_menu --;
    delay1 = millis();}
} //end bt_e
```

```
if(!digitalRead(bt_b)) {
  if ((millis() - delay1) > 400) {
    if(sub_menu > 0) sub_menu --;
    delay1 = millis(); }
} //end bt_b
```

```
} //end keyboard
```

```
void menu1(){
  switch(sub_menu){
    case 1:
      lcd.setCursor(5,1);
      lcd.setFontSize(FONT_SIZE_MEDIUM);
      lcd.println("INICIALIZANDO");
      lcd.setCursor(0,3);
      lcd.setFontSize(FONT_SIZE_MEDIUM);
      lcd.println("  GD  ");
      lcd.setCursor(20,6);
      lcd.setFontSize(FONT_SIZE_MEDIUM);
      lcd.println("| MENU >");
      if(!digitalRead(bt_r)){ lcd.clear();}
      break;
  }}

```

```
void menu2() { //programa o menu 1. Neste caso onde ocorrerá a medida do angulo X
```

```
  switch(sub_menu) {
    case 1:
      lcd.setCursor(25,2);
      lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
      lcd.println("  MEDIR  ");
      lcd.setCursor(15,5);
      lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
      lcd.println("< ANG X >");
      if(!digitalRead(bt_l)){ lcd.clear();}
      if(!digitalRead(bt_e)){ lcd.clear();}
      break;

    case 2:
      lcd.setCursor(20,2);
```

```

lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
lcd.println(" ANGULO X");
angCalc();
lcd.setCursor(25,5);
lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
lcd.println((90-x)+90);
  if(!digitalRead(bt_b)){lcd.clear();}
break;
} //end switch
} //end menu1

```

void menu3() { //programa o menu 2. Neste caso onde ocorrerá a medida do angulo y

```

switch(sub_menu) {
case 1:
  lcd.setCursor(25,2);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
  lcd.println(" MEDIR ");
  lcd.setCursor(15,5);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
  lcd.println("< ANG Y >");
  if(!digitalRead(bt_e)){ lcd.clear();}
break;

case 2:

  lcd.setCursor(20,2);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
  lcd.println("ANGULO Y");
  angCalc();
  lcd.setCursor(40,5);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
  lcd.println(y);
  if(!digitalRead(bt_b)){lcd.clear();}
break;

```

```

} //end switch
} //end menu2

```

```

void menu4() { //programa o menu 3. Menu de ajuda quanto ao uso do prototipo
switch(sub_menu) {
case 1:
    lcd.setCursor(25,2);
    lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
    lcd.println("MEDIR ADM");
    lcd.setCursor(15,5);
    lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
    lcd.println("< AJUDA >");
    if(!digitalRead(bt_e)){ lcd.clear();}
    break;

case 2:
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.setFontSize(FONT_SIZE_MEDIUM);
    lcd.println(" AJUDA ");
    lcd.setCursor(0,2);
    lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
    lcd.println("1.Posicionar Paciente\n2.Fixar GD    \n3.Escolher menu    \n4.Movimentar
\n5.medir");
    if(!digitalRead(bt_b)){lcd.clear();}
    break;
} //end switch
} //end menu3

```

```

void menu5() { //programa o menu 4. Informações sobre o prototipo e desenvolvedor
switch(sub_menu) {
case 1:
    lcd.setCursor(25,2);
    lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
    lcd.println("PROTOTIPO");

```

```

lcd.setCursor(15,5);
lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
lcd.println("< SOBRE >");
  if(!digitalRead(bt_e)){ lcd.clear();}
break;

case 2:
  lcd.setCursor(5,0);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
  lcd.println("Goniometro Digital");
  lcd.setCursor(0,2);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
  lcd.print(" Parte de um projeto\nde Mestrado que visa\nfacilitar o ensino da\nmedida da
ADM.\n PPGCS-UFT-2020 \n Mestranda Andreia L.");
  if(!digitalRead(bt_b)){lcd.clear();}
  break;
} //end switch 4
} //end menu4

void menu6(){
  switch(sub_menu){
  case 1:
    lcd.setCursor(25,2);
    lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
    lcd.println(" GOOD BYE ");
    lcd.setCursor(15,5);
    lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
    lcd.println("< DESLIGAR |");
    if(!digitalRead(bt_e)){ lcd.clear();}
    break;

  case 2:
    if(!digitalRead(bt_e)){ Wire.endTransmission(true); lcd.clear();}
    break;

```

```

} //end switch
} // end menu 6

```

void angCalc () { //programa a função ou procedimento de calculo de angulo a partir do MPU.

```

Wire.beginTransmission(MPU_addr);
Wire.write(0x3B);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU_addr,14,true);
AcX=Wire.read()<<8|Wire.read();
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read();
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read();
GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L);
GyY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L);
GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L);
int xAng = map(AcX,minVal,maxVal,-90,90);
int yAng = map(AcY,minVal,maxVal,-90,90);
int zAng = map(AcZ,minVal,maxVal,-90,90);
x= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng)+PI);
y= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng)+PI);
z= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng)+PI);
} // end void angCalc

```

APÊNDICE D – PROTOCOLO DE PESQUISA DE APRIMORAMENTO DO PGD

Título: Protocolo de pesquisa de aprimoramento do PGD.

Origem: Produto técnico resultante de pesquisa de mestrado profissional do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade Federal do Tocantins (PPGCS-UFT).

Objetivo: Nortear a reprodução do protótipo e a continuidade desta pesquisa para aprimoramento do mesmo.

Grupo de desenvolvimento: Andréia Kássia Lemos de Brito, enfermeira, mestranda em ciências da saúde através do PPGCS-UFT. Orientadora: Poliana Guerino Marson, farmacêutica, doutora em biotecnologia pelo programa de pós-graduação BIONORTE da UFT. Coorientador: Gilson Tavares de Lima, biomédico, mestre em ciências da saúde pelo PPGCS-UFT.

Conflitos de interesse: Não há.

Justificativa: O protocolo de construção do protótipo de goniômetro digital (PGD) consiste em um roteiro que visa nortear a reprodução do equipamento com a finalidade de realizar novas pesquisas para o aprimoramento do protótipo e transformação em um dispositivo para uso cotidiano que seja barato, preciso, resolutivo, fácil de usar e, principalmente, que o processo construtivo e o produto possam ser utilizados como ferramenta de ensino.

REFERÊNCIAS

BOXALL, J. **Arduino Worskhop - A hands-on introduction with 65 Projects**. [S.l.]: No Starch Press, 2013.

FERREIRA, A. R. **Análise eletromecânica do giroscópio MEMS**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas. Campinas, p. 151. 2013.

PRIETO, F. B. **Um estudo sobre arquiteturas de hardware para técnicas de fusão sensorial através do EKF e da estimação de estados baseado em filtros híbridos otimizados**. Dissertação (Mestrado em Sistemas Mecatrônicos) – Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Mecânica. Brasília, p. 148. 2018.

FAROOQ, M. N. et al. Reliability of the universal goniometer for assessing active cervical range of motion in asymptomatic healthy persons. **Pakistan Journal of Medical Sciences**, v. 32, n.2, p. 457-461. 2016.

PROTOCOLO DE PESQUISA DE APRIMORAMENTO DO PGD

Identificação dos Pesquisadores		
Coordenador :	Área:	IES:
Pesquisador:	Área:	IES:
Etapa 1 – Composição da Equipe		
1. Compor equipe interdisciplinar com profissionais das seguintes áreas:		

<p>1.1 Ciências da saúde: fisioterapia, enfermagem, educação física, medicina, terapia ocupacional, e etc.</p> <p>1.2 Ergonomia.</p> <p>1.3 Robótica e automação.</p> <p>1.4 Tecnologia da informação: Ciências da computação, arquitetura de dados, análise e desenvolvimento de sistemas, etc.</p> <p>1.5 Física.</p> <p>1.6 Engenharia elétrica.</p> <p>1.7 Mecatrônica</p>
--

Etapa 2 – Projeto de Pesquisa

1. Apresentar proposta de pesquisa aos membros da equipe interdisciplinar.
2. Realizar estudo de cunho bibliográfico com o grupo de pesquisa.
3. Definir metas de produção e cronograma de trabalho.
4. Elencar propostas de alterações no circuito eletrônico e/ou na programação.
5. Elaborar projeto de estudo de confiabilidade do PGD e submeter ao CEP.

Etapa 3 – Circuito em 2D e Simulação Virtual

1. Criar projeto em 2D do circuito eletrônico com o *software Fritzing*.
2. Simular funcionamento do circuito com *software Autodesk*.
3. Inserir no projeto e na simulação novos componentes eletrônicos, se necessário.

Etapa 4 – Componentes Eletrônicos

1. Selecionar os dispositivos eletrônicos:

Item	Qtde	Descrição	Custo Estimado	Imagem
1	1	Arduíno UNO R3 Atmega 328p – compatível	34,00	
2	1	Placa GY-521/MPU-6050	7,65	
3	1	Display LCD OLED 0,96'	17,33	
4	4	Push Button	0,60	

5	1	<i>Kit Jumpers</i> macho/macho (40un)	9,90	
6	1	<i>Protoboard</i> de 400 pontos	15,00	
7	1	<i>Protoboard</i> de 170 pontos	3,80	
8	1	Suporte para bateria de 9V com conector P4	4,50	
9	1	Bateria 9V alcalina	9,50	

Etapa 5 – Construção do Novo Circuito

1. Construir circuito eletrônico para testes de bancada.
2. Inserir no IDE do arduíno algoritmo já construído.
3. Realizar alterações no algoritmo, se necessário.
4. Realizar teste de bancada.
5. Tabular resultados.

Etapa 6 – Avaliação do Novo Circuito

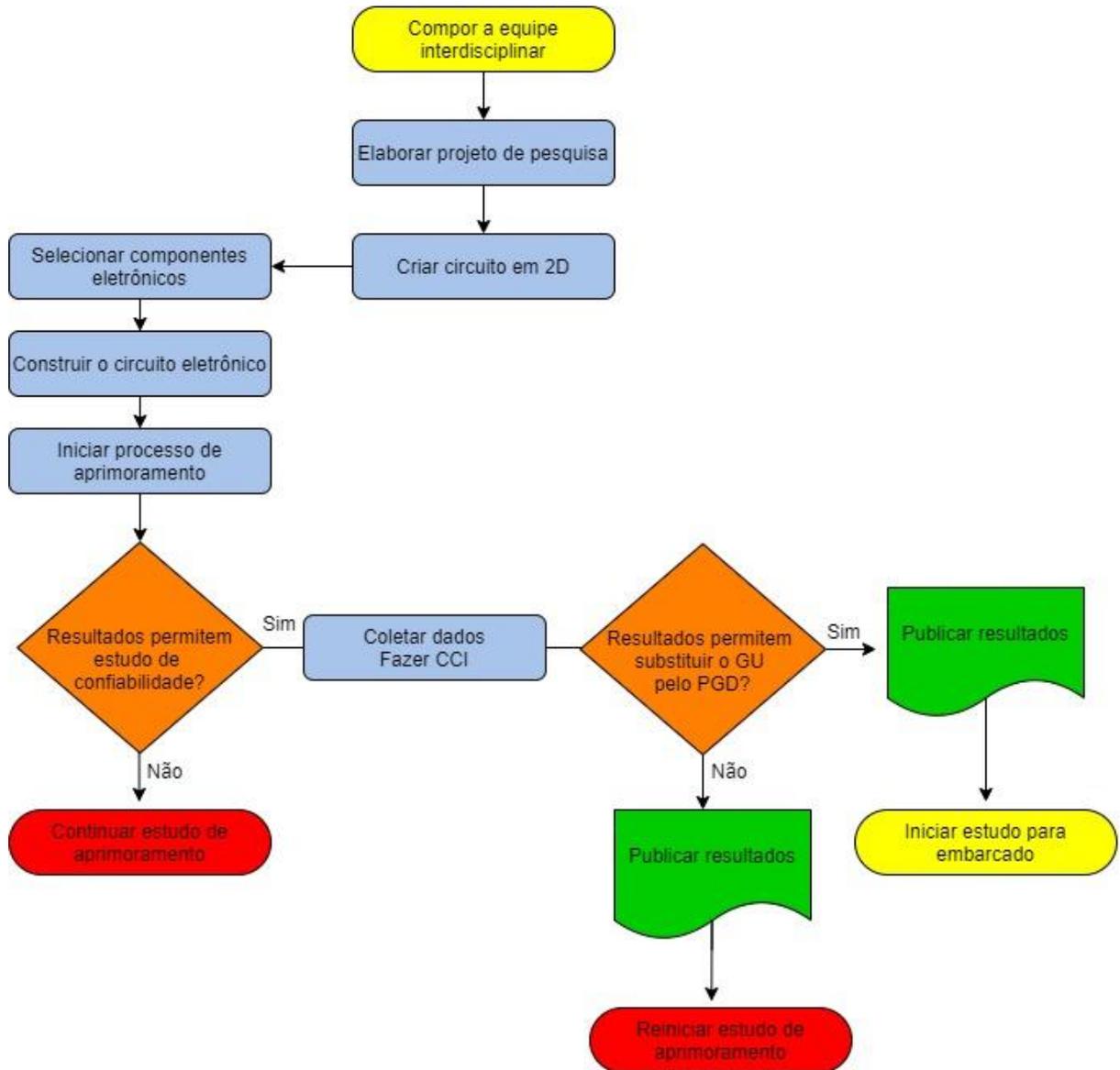
1. Identificar possíveis falhas de conexão eletrônica e anotar.
2. Identificar possíveis falhas na programação e anotar.
3. Corrigir falhas de conexão eletrônica.
4. Anotar alterações realizadas no circuito eletrônico
5. Iniciar estudo das falhas de programação.
6. Buscar novos algoritmos que possam corrigir o programa e atribuir segurança e precisão ao PGD.
7. Realizar testes de bancada.
8. Tabular resultados.
9. Manter ciclo: ajuste do programa – teste de bancada – tabulação dos resultados.

Etapa 6 – Estudo do índice de confiabilidade do PGD

1. Montar em case o circuito testado em bancada.
2. Definir cronograma de coleta de dados.

<ol style="list-style-type: none">3. Recrutar profissionais experientes em goniometria para coleta de dados.4. Encaminhar resultado do CEP e cronograma ao responsável pela instituição onde será realizado o estudo.5. Iniciar a coleta de dados com o PGD e com GU. Anotar resultados em ficha específica.6. Tabular dados.7. Realizar Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) Intraexaminadores e Interexaminadores.8. Descrever resultados.9. Publicar resultados.10. A partir dos resultados, definir se deverá ser iniciado um novo ciclo de estudos ou se já é possível utilizar o PGD em substituição ao GU.11. Iniciar estudo para embarcados se CCI alta.
Observações:
Data de Início:
Assinatura Coordenador
Data de Encerramento:
Assinatura Coordenador

FLUXOGRAMA DO PROTOCOLO



ANEXO A – PARCER CONSUBSTANCIADO DO CEP



UNIVERSIDADE DE GURUPI



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: CONSTRUÇÃO DE GONIÔMETRO DIGITAL PROTOTIFICADO COMO FERRAMENTA DE ENSINO.

Pesquisador: ANDREIA KASSIA LEMOS DE BRITO

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 38017920.3.0000.5518

Instituição Proponente: Fundação UNIRG/ Faculdade UNIRG

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

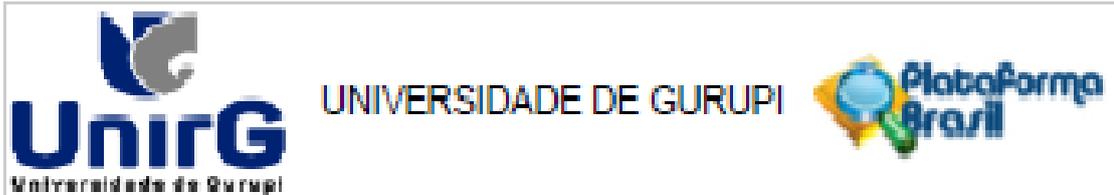
Número do Parecer: 4.347.931

Apresentação do Projeto:

Tem como objetivo construir um goniômetro digital prototificado de baixo custo, para fins acadêmicos, que seja capaz de mensurar a amplitude de movimento articular (ADM).

Este estudo será realizado em etapas envolvendo a projeção, a construção do experimento e a verificação de desempenho do protótipo comparado ao de outros dois instrumentos já utilizados para fins de medidas de ADM articular.

O design do protótipo será realizado nos laboratórios de física e análises clínicas do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Tocantins, Campus Araguaína - IFTO. Enquanto o protótipo e a avaliação de desempenho serão desenvolvidos na Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade de Gurupi - Unirg.



Continuação do Parecer: 4347.031

Através deste estudo, espera-se ter êxito na construção do protótipo de um goniômetro digital, para fins acadêmicos, utilizando tecnologia de baixo custo.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: - Construir um goniômetro digital prototificado de baixo custo, para fins acadêmicos, que seja capaz de mensurar a amplitude de movimento articular (ADM).

Objetivos Secundários:

1. Construir um goniômetro digital utilizando hardware e software livres.
2. Implementar acessórios para estabilizar o equipamento no membro envolvido na mensuração durante o procedimento.
3. Descrever os materiais e a tecnologia utilizados e o processo de construção.
4. Demonstrar custos e características de materiais passíveis de utilização.
5. Descrever o desempenho do goniômetro digital a partir da mensuração da ADM da articulação do joelho, comparando-o com outros dispositivos.
6. Elaborar um protocolo de aula prática para mensuração da ADM utilizando o protótipo de GD como instrumento de ensino.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os benefícios superam os riscos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

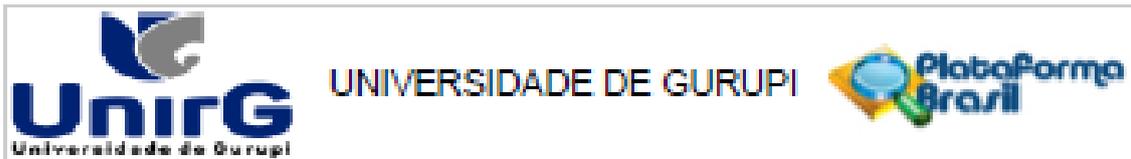
Pesquisa relevante ao meio acadêmico devido à nova ferramenta didática.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos de acordo com a Resolução 466/12.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Mediante o exposto, o protocolo de pesquisa submetido à avaliação por esta relatoria, não apresenta pendências e/ou lista de inadequações que possam violar gravemente os quesitos preconizados na resolução 466/2012, sendo que os benefícios advindos desta pesquisa superam os riscos.



Continuação do Parecer: 4.347.001

suficientemente, discutidos e votados pelos membros deste comitê. O projeto segue as normas da resolução 466/2012, sendo assim está aprovado para a sua execução.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1620815.pdf	05/10/2020 18:11:22		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_GONIOMETRO_DIGITAL.pdf	05/10/2020 18:09:36	ANDREIA KASSIA LEMOS DE BRITO	Aceito
Outros	CARTA_RESPOSTA.pdf	05/10/2020 17:57:35	ANDREIA KASSIA LEMOS DE BRITO	Aceito
TCE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCE.docx	05/10/2020 17:54:11	ANDREIA KASSIA LEMOS DE BRITO	Aceito
Orçamento	Orçamento.pdf	05/10/2020 17:53:48	ANDREIA KASSIA LEMOS DE BRITO	Aceito
Folha de Rosto	Folha_rosto.pdf	14/09/2020 09:09:42	ANDREIA KASSIA LEMOS DE BRITO	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	declaracao_de_autorizacao_cef.jpg	03/09/2020 22:23:32	ANDREIA KASSIA LEMOS DE BRITO	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

GURUPI, 19 de Outubro de 2020

Assinado por:
Vinícius Lopes Marinho
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Rio de Janeiro nº 1585
 Bairro: Centro CEP: 77.403-000
 UF: TO Município: GURUPI
 Telefone: (63)3812-7645 Fax: (63)3812-7602 E-mail: cep@unirg.edu.br