

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO” - UNESP  
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**Carolina Berton Sanches**

**DESENVOLVIMENTO DE APARELHO PROTÓTIPO PARA REABILITAÇÃO  
MOTORA DE MEMBROS INFERIORES COM CONJUNTO DE AQUISIÇÃO DE  
DADOS DIRECIONADO AO CENTRO ESPECIALIZADO EM REABILITAÇÃO DE  
ILHA SOLTEIRA - SP**

Ilha Solteira, SP

2023

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO” – UNESP  
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**DESENVOLVIMENTO DE APARELHO PROTÓTIPO PARA REABILITAÇÃO  
MOTORA DE MEMBROS INFERIORES COM CONJUNTO DE AQUISIÇÃO DE  
DADOS DIRECIONADO AO CENTRO ESPECIALIZADO EM REABILITAÇÃO DE  
ILHA SOLTEIRA - SP**

Trabalho de Graduação apresentado à  
Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira –  
UNESP – como parte dos requisitos para  
obtenção do título de Engenharia Mecânica.

**Carolina Berton Sanches**

Discente

**Márcio Antônio Bazani**

Orientador

Ilha Solteira, SP

2023

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

S211d Sanches, Carolina Berton.  
Desenvolvimento de aparelho protótipo para reabilitação motora de membros inferiores com conjunto de aquisição de dados direcionado ao centro especializado em reabilitação de Ilha Solteira - SP / Carolina Berton Sanches. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2023  
34 f. : il.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, 2023

Orientador: Marcio Antônio Bazani

Inclui bibliografia

1. Reabilitação motora. 2. Monitoramento de dados. 3. Equipamento protótipo.

  
**Amanda Sertori dos Santos**

Bibliotecária - CRB/8-9061  
Seção Técnica de Referência, Atendimento ao  
Usuário e Documentação  
Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
FACULDADE DE ENGENHARIA – CÂMPUS DE ILHA SOLTEIRA

## CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

## ATA DA DEFESA – TRABALHO DE GRADUAÇÃO

TÍTULO: DESENVOLVIMENTO DE APARELHO PROTÓTIPO PARA REABILITAÇÃO MOTORA DE MEMBROS INFERIORES COM CONJUNTO DE AQUISIÇÃO DE DADOS DIRECIONADO AO CENTRO ESPECIALIZADO EM REABILITAÇÃO DE ILHA SOLTEIRA - SP

ALUNO: Carolina Berton Sanches RA: 172055547

ORIENTADOR: Prof. Dr. Marcio Antônio Bazani

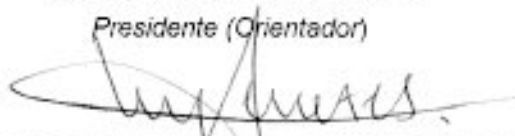
Aprovado ( X ) – Reprovado ( ) pela Comissão Examinadora

Nota obtida: 10

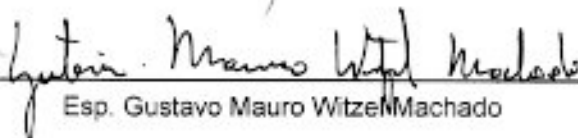
Comissão Examinadora:



Prof. Dr. Marcio Antônio Bazani  
Presidente (Orientador)



Prof. Dr. Miguel Ângelo Menezes



Esp. Gustavo Mauro Witzel Machado



Carolina Berton Sanches

Ilha Solteira (SP) 12 de dezembro de 2023.

## Resumo

Os membros inferiores são extensões do tronco e tem como principais finalidades a sustentação, locomoção e manutenção do equilíbrio, no entanto, ocasionalmente, alguns indivíduos não possuem funções básicas de seus membros ou as realizam com grande dificuldade, o que se denomina como disfunção motora, que podem ser causadas por diversas patologias como fraturas ósseas, degradação natural do aparelho musculoesquelético, acidentes vasculares cerebrais, lesões medulares, paralisia cerebral, entre outros. Diante disso, a reabilitação tem como objetivos a superação de limites, que proporcionam ao indivíduo maior independência. Sabendo disso, o projeto se propõe a desenvolver um equipamento protótipo de reabilitação física de membros inferiores que possua um conjunto de aquisição de dados para o monitoramento de forças e ângulos de quadril e joelho. Além de, se dedicar à realização de um mecanismo de baixo custo, com modificações, melhorias e adaptações em relação aos equipamentos já existentes no mercado. O trabalho se baseia em literaturas multidisciplinares e orientação profissional da área de reabilitação e, a partir dos levantamentos e pesquisas de equipamentos existentes no mercado, foram desenvolvidos modelos de geometria utilizando o software de CAD 3D, posteriormente, seleção de materiais e processos de fabricação considerando recursos de fácil acesso, até sua construção final. Além disso, foi realizada a instalação de sensores para o monitoramento, em tempo real, dos exercícios desenvolvidos, utilizando células de carga e potenciômetros, para obter valores de força e ângulos, respectivamente. Por fim, foi definido que esses dados deveriam ser armazenados com a finalidade de analisar o progresso dos pacientes durante os tratamentos utilizando o aparelho de reabilitação. Portanto, o projeto apresentou vantagens em relação aos já existentes no mercado, como menor custo, estrutura versátil e prática, além do monitoramento de dados durante as sessões.

**Palavras-chave:** Reabilitação Motora; Monitoramento de Dados; Equipamento Protótipo.

## **Abstract**

The lower limbs are extensions of the trunk and their main purposes are support, locomotion and maintenance of balance, however, occasionally, some individuals do not have basic functions of their limbs or perform them with great difficulty, which is called motor dysfunction, which can be caused by various pathologies such as bone fractures, natural degradation of the musculoskeletal system, strokes, spinal cord injuries, cerebral palsy, among others. Therefore, rehabilitation aims to overcome limits, which provide the individual with greater independence. Knowing this, the project proposes to develop a prototype physical rehabilitation equipment for the lower limbs that has a data acquisition set for monitoring hip and knee forces and angles. In addition, it is dedicated to creating a low-cost mechanism, with modifications, improvements and adaptations in relation to equipment already on the market. The work is based on multidisciplinary literature and professional guidance in the rehabilitation area and, based on surveys and research into existing equipment on the market, geometry models were developed using 3D CAD software, subsequently, selection of materials and manufacturing processes considering easily accessible resources, until its final construction. In addition, sensors were installed to monitor, in real time, the exercises developed, using load cells and potentiometers, to obtain force and angle values, respectively. Finally, it was decided that this data should be stored in order to analyze the patients' progress during treatments using the rehabilitation device. Therefore, the project presented advantages in relation to those already on the market, such as lower cost, versatile and practical structure, in addition to data monitoring during sessions.

**Keywords:** Motor Rehabilitation; Data Monitoring; Prototype Equipment.

## Lista de Figuras

Figura 1 - (a) Equipamento com sistema mecânico ativo; (b) Equipamento com sistema mecânico passivo.....	10
Figura 2 - Exemplo de sinal analógico de amplitude de 5V convertido para digital (conversor de 3 bits e amplitude máxima 5V).....	11
Figura 3 - Curva de calibração de um manômetro de comportamento linear. ....	13
Figura 4 - Modelos de microcontroladores. ....	15
Figura 5 - Desenho da geometria do equipamento de reabilitação de membros inferiores.....	17
Figura 6 - Vistas superior e lateral do equipamento de reabilitação de membros inferiores. ..	17
Figura 7 - Qualidade de malha gerada pelo software ANSYS em um dos tubos da montagem. ....	18
Figura 8 - Exemplos dos componentes eletrônicos utilizados no projeto: (a) Célula de Carga com Módulo HX711; (b) Potenciômetro; (c) Display LCD (128x64 Oled - i2c); (d) Microcontrolador ESP32. ....	20
Figura 9 - Peças em impressão 3D. ....	20
Figura 10 - Fluxograma simplificado de telas da primeira versão do aparelho. ....	21
Figura 11 - Curvas de calibração das células de carga. ....	22
Figura 12 - Curvas de calibração dos potenciômetros.....	22
Figura 13 - (a) Novo conjunto de batentes e suportes dos potenciômetros; (b) Nova caixa da central eletrônica.....	24
Figura 14 - Exemplos dos componentes eletrônicos utilizados no projeto: (a) Display 2,8 polegadas; (b) Encoder; (c) Bateria modelo 18650. ....	25
Figura 15 - Fluxograma simplificado de telas da segunda versão do aparelho. ....	26
Figura 16 - Visualização dos dados ".csv" coletados. ....	27
Figura 17 - Tensões [MPa] e deformações [mm] obtidas pela simulação por elementos finitos. ....	28
Figura 18 - Processo de confecção do equipamento de reabilitação de membros inferiores. ..	28
Figura 19 - Testes das células de carga. ....	29
Figura 20 - Testes dos sensores na estrutura. ....	29
Figura 21 - Tubos pintados e tiras ergonômicas finalizadas. ....	29
Figura 22 - Web Server a partir de um celular. ....	30
Figura 23 - Display.....	30

Figura 24 - Nova central eletrônica, com display 2,8 polegadas e encoder para navegação pelos menus. ....	31
Figura 25 - Última versão do aparelho de reabilitação.....	31

## **Lista de Tabelas**

Tabela 1 - Características vantajosas e desvantajosas dos tipos de aparelho. ....	15
Tabela 2 - Características da plataforma de desenvolvimento ESP32 da fabricante Espressif Systems.....	19
Tabela 3 - Dados coletados ao longo de três sessões de paciente em etapa de fortalecimento. ....	32

## Sumário

<b>1. Introdução.....</b>	<b>9</b>
<b>1.1. Objetivos .....</b>	<b>9</b>
<b>2. Revisão Bibliográfica .....</b>	<b>10</b>
<b>2.1. Equipamentos Existentes no Mercado .....</b>	<b>10</b>
<b>2.2. Instrumentação .....</b>	<b>11</b>
<b>2.2.1. Transdutores .....</b>	<b>12</b>
<b>2.2.2. Curvas de Calibração.....</b>	<b>12</b>
<b>2.2.3. Microcontroladores .....</b>	<b>14</b>
<b>3. Metodologia .....</b>	<b>15</b>
<b>3.1. Condições de Projeto – de acordo com a demanda do CER.....</b>	<b>15</b>
<b>3.2. Desenvolvimento da Primeira Versão do Aparelho de Reabilitação .....</b>	<b>16</b>
<b>3.2.1. Componentes, Materiais e Processos .....</b>	<b>16</b>
<b>3.3. Desenvolvimento da Segunda Versão do Aparelho de Reabilitação .....</b>	<b>22</b>
<b>3.3.1. Componentes, Materiais e Processos .....</b>	<b>23</b>
<b>4. Resultados E Discussão .....</b>	<b>27</b>
<b>4.1. Resultados da Primeira Versão .....</b>	<b>27</b>
<b>4.2. Resultados da Segunda Versão .....</b>	<b>30</b>
<b>5. Conclusões.....</b>	<b>32</b>
<b>6. Referências.....</b>	<b>33</b>

## **1. Introdução**

Pode-se dizer que os membros inferiores são extensões do tronco e tem como principais finalidades a sustentação, locomoção e manutenção do equilíbrio. O membro inferior é dividido em seis regiões fundamentais e cada uma possui suas características dinâmicas, sendo possível destacar alguns de seus movimentos principais. A movimentação do quadril é composta por movimentos de flexão, extensão, abdução, adução, além de rotações lateral e medial. Enquanto o joelho realiza movimentos de flexão e extensão (MOORE, DALLEY, AGUR, 2014).

No entanto, ocasionalmente, alguns indivíduos não possuem funções básicas de seus membros ou as realizam com grande dificuldade, o que se denomina como disfunção motora. Essas, geralmente, são causadas por patologias como fraturas ósseas ou lesões a nível dos ligamentos ou pela degradação natural do aparelho musculoesquelético devido ao envelhecimento. Além disso, patologias associadas ao sistema nervoso também apresentam disfunções motoras, normalmente causadas por acidentes vasculares cerebrais, lesões medulares, paralisia cerebral, entre outros (MULAS, FOLGHERAITER, GINI, 2005; REINKENSMEYER, KREBS, LEHMA, LUM, 2000).

Segundo o IBGE, pelo censo de 2010, existem cerca de 45.606.048 pessoas que possuem algum tipo de deficiência, sendo elas divididas em deficiência visual, auditiva, motora e intelectual. Dentre esse número, aproximadamente 13.265.599 possuem deficiência motora, o que mostra a relevância do estudo e aperfeiçoamento de equipamentos de reabilitação neste seguimento.

Portanto, diante da impossibilidade de cura ou recuperação de funções perdidas desses deficientes, a reabilitação destaca como objetivos a superação de limites, que proporcionam ao indivíduo maior independência, além de sua integração familiar, profissional e social, de acordo com o potencial existente (FERNANDES, RAMOS, FILHO, ARES, 2015).

### **1.1. Objetivos**

O presente trabalho tem como principal objetivo, desenvolver um equipamento protótipo de reabilitação física de membros inferiores. Sua elaboração é baseada em pesquisas em literaturas multidisciplinares e orientação profissional da área de reabilitação, a fim de compreender as deficiências e limitações de cada indivíduo e tentar, dessa forma, atender suas necessidades através da engenharia. O projeto também se dedica à realização de um mecanismo de baixo custo, com modificações, melhorias e adaptações em relação aos

equipamentos já existentes no mercado, os quais geralmente não são acessíveis à maior parte da população, devido aos elevados custos e pouca versatilidade.

## 2. Revisão Bibliográfica

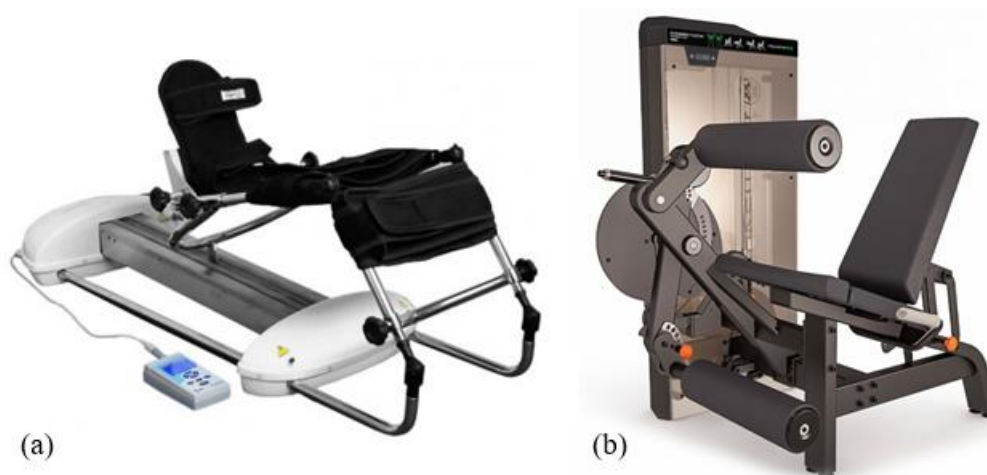
### 2.1. Equipamentos Existentes no Mercado

Primeiramente, para um melhor entendimento em relação ao tipo de equipamento desenvolvido no trabalho, fez-se um levantamento de aparelhos existentes no mercado para estudo, que serão apresentados na presente seção. Esse levantamento foi baseado nas orientações dos profissionais que atuam no Centro Especializado em Reabilitação (CER) e na demanda presente no município de Ilha Solteira (SP), para que fossem realizadas as devidas modificações e melhorias no aparelho protótipo.

Dentre os equipamentos estudados, muitos são de alto custo, com sistemas mecânicos ativos, apropriados para pacientes que não podem realizar esforços, e sim, que necessitam de estímulos dos movimentos de flexão e extensão de quadril e joelho. Já os aparelhos com sistemas passivos, geralmente, são classificados como máquinas de academia, os quais são caracterizados por suas grandes dimensões e alto custo.

A seguir as Figuras 1, apresenta exemplos de aparelhos com sistemas mecânicos ativo e passivo, respectivamente.

Figura 1 - (a) Equipamento com sistema mecânico ativo; (b) Equipamento com sistema mecânico passivo.



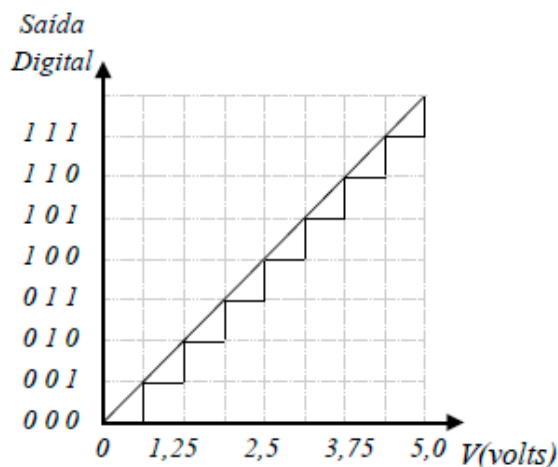
Fonte: (a) Disponível em: <https://shorturl.at/nrANQ>; (b) Disponível em: <https://shorturl.at/aqvLQ>.

## 2.2. Instrumentação

Os instrumentos de medida podem ser divididos em três classes diferentes, levando em consideração a aplicação específica atribuída a eles, as quais podem ser: monitoramento de processo e operação, controle de processo e operação e análise experimental de engenharia. Além disso, para que esses instrumentos ou sistemas de medição cumpram suas funções de mensurar uma determinada grandeza física, eles dependem de diversos elementos funcionais, como o elemento sensível primário, de conversão, de manipulação, de transmissão, de apresentação e de armazenamento de dados. Observa-se que não é preciso, necessariamente, conter todos os elementos funcionais em um único componente, e nem mesmo na ordem mencionada (DOEBELIN, 1990).

A maioria das grandezas físicas são essencialmente analógicas, no entanto, quando se trabalha com essas grandezas em um ambiente computacional digital, é necessário realizar a conversão desses sinais analógicos para sinais digitais, por meio de um processo de discretização. Os conversores analógico-digitais, conhecidos como ADCs (*Analog to Digital Converters*), desempenham um papel fundamental nesse contexto. Eles são responsáveis por mapear o sinal analógico aplicado às suas entradas, fornecendo um sinal correspondente no domínio digital através de suas saídas. Esse processo permite a integração de grandezas analógicas em sistemas digitais, possibilitando o processamento e análise por meio de dispositivos computacionais (FLORES, 2003). A Figura 2, apresenta um exemplo de sinal analógico convertido para digital.

Figura 2 - Exemplo de sinal analógico de amplitude de 5V convertido para digital (conversor de 3 bits e amplitude máxima 5V).



Fonte: HAAG, 2001.

Algumas características importantes de um conversor analógico-digital são sua tensão máxima de entrada, frequência máxima de amostragem, além do seu número de bits ou capacidade de quantização. E, comercialmente, existem diversos tipos de conversores disponíveis, que apresentam uma variedade de configurações em termos de número de portas, velocidade de conversão, faixas de tensão operacional, bits de resolução e, por conseguinte, diferentes faixas de preços.

### **2.2.1. Transdutores**

Segunda a literatura técnica, transdutores são definidos como componentes responsáveis pela conversão de uma forma de energia para outra, já os sensores, são classificados como transdutores sensíveis a variáveis físicas específicas, capazes de convertê-las, geralmente, em grandezas elétricas (PEREIRA, 2017). Pode-se citar diversos dispositivos como exemplos de sensores, como os termopares (medições de temperaturas), resistores dependentes de luz (medição de luminosidade), células de carga (medição de carga) e potenciômetros (medição de posição angular ou linear), sendo os dois últimos utilizados no desenvolvimento desse trabalho.

Uma outra forma de classificação dos transdutores diz respeito à origem energética do seu sinal. Sendo considerado passivo quando sua energia de saída é derivada da energia do sinal de entrada. E ativo, quando a maior parte da energia do transdutor é fornecida por uma fonte auxiliar externa (DOEBELIN, 1990).

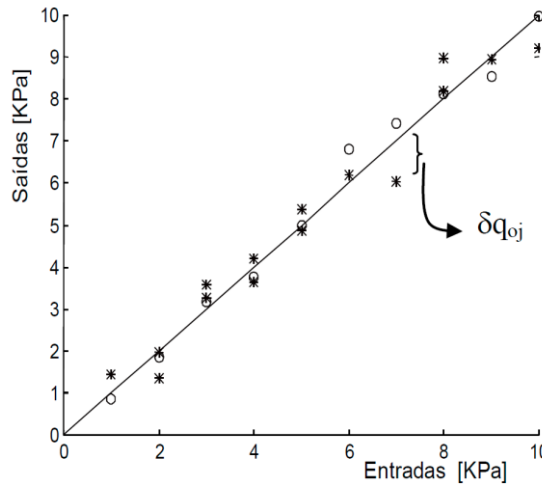
### **2.2.2. Curvas de Calibração**

Como visto na seção 2.2.1 os transdutores relacionam grandezas físicas com sinais elétricos, e para relacionar essas grandezas deve-se realizar a calibração desses componentes. A calibração estática é o procedimento em que duas entradas do sistema permanecem constantes e uma é variada ao longo de uma faixa de interesse, e durante o processo, os valores de saída correspondentes são registrados. Sendo os tipos de entrada classificadas como desejada, modificante e interferente (DOEBELIN, 1990).

O procedimento da calibração, geralmente, tem início com aplicação de incrementos crescentes, seguidos de incrementos decrescentes, para que se possa cobrir toda faixa de interesse para cada tipo de aplicação desejada para o aparato. Após a coleta dos dados, esses são utilizados para montagem de um gráfico de saída versus entrada, e determina-se os parâmetros da curva que melhor representa os dados medidos, definindo-se a curva de

calibração do instrumento (PEREIRA, 2017). E, observa-se que grande parte dos instrumentos apresentam um comportamento linear em sua faixa de operação, uma característica bastante buscada para a aplicação de sensores nos mais diversos meios. A seguir, a Figura 3 representa um exemplo de uma curva de calibração de um manômetro com comportamento linear e em seguida sua equação da reta.

Figura 3 - Curva de calibração de um manômetro de comportamento linear.



Fonte: PEREIRA, 2017.

$$q_0 = mq_i + b$$

Em que,

$q_0$  = variável dependente (saída)

$q_i$  = variável independente (entrada)

$m$  = inclinação da curva de calibração ou sensibilidade estática

$b$  = intersecção da curva com o eixo vertical ou flutuação do zero (offset)

Para realizar o ajuste da reta que melhor representa o conjunto de dados, utiliza-se o método dos mínimos quadrados, o qual minimiza a soma dos quadrados dos desvios verticais dos pontos médios em relação a curva. Esse método é bastante difundido e implementado em bibliotecas de diversas linguagens de programação.

### 2.2.3. Microcontroladores

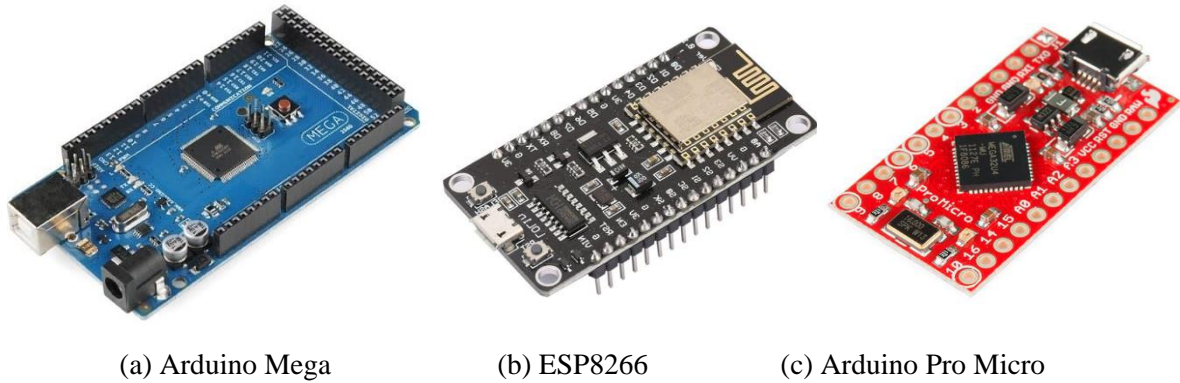
Os microcontroladores desempenham um papel central na revolução tecnológica contemporânea, atuando como a espinha dorsal de inúmeras aplicações, desde dispositivos eletrônicos de consumo até sistemas industriais complexos. Esses dispositivos compactos e poderosos incorporam elementos essenciais de processamento, memória e periféricos em uma única unidade, possibilitando a automação e controle de uma ampla variedade de processos. A crescente presença dos microcontroladores destaca sua importância no desenvolvimento de soluções inovadoras e eficientes (LEE, 2017; MAZIDI et al, 2010; SMITH, 2013; TANENBAUM, 2006).

Em 2005, na Itália, surge um projeto conhecido como Arduino, cujo objetivo era criar uma plataforma de custo reduzido e operação relativamente simples, com a finalidade de promover e simplificar a programação e utilização de microcontroladores em uma ampla variedade de aplicações (EVANS et al, 2013). Para programar os microcontroladores incorporados nas placas de desenvolvimento, os usuários têm a opção de escolher entre várias linguagens atualmente disponíveis. Além disso, a Arduino dispõe de seu próprio Ambiente de Desenvolvimento Integrado (*Integrated Development Environment - IDE*), que utiliza uma linguagem baseada em C/C++ (ARDUINO, 2015).

Fundada em 2008, a empresa chinesa Espressif Systems, de semicondutores especializada no desenvolvimento de soluções para Internet das Coisas (*Internet of Things - IoT*), ganhou destaque por seus microcontroladores e módulos de comunicação sem fio, especialmente na família ESP8266 e ESP32, desempenhando também um papel significativo na disseminação de tecnologias *IoT* acessíveis e na promoção da conectividade sem fio em projetos de eletrônica embarcada. Seus produtos são amplamente utilizados em prototipagem, projetos educacionais e implementações comerciais de *IoT*.

Com base nas informações apresentadas, pode-se dizer que a escolha do microcontrolador depende das necessidades específicas de cada projeto, incluindo requisitos de desempenho, consumo de energia, custo e facilidade de desenvolvimento. A Figura 4, a seguir, apresenta alguns dos diferentes modelos de microcontroladores mais utilizados, das principais fabricantes mencionadas.

Figura 4 - Modelos de microcontroladores.



Fonte: (a) <https://shorturl.at/cMTUW>; (b) <https://shorturl.at/rCMQ8>; (c) <https://shorturl.at/adtQ5>.

### 3. Metodologia

#### 3.1. Condições de Projeto – de acordo com a demanda do CER

A partir do levantamento realizado na Seção 2.1, constatou-se que as características necessárias para o CER, não eram atendidas com um único aparelho comercial, conforme mostrado pela Tabela 1.

Tabela 1 - Características vantajosas e desvantajosas dos tipos de aparelho.

Aparelho	Características			
	Custo	Pequenas Dimensões	Monitoramento de Exercícios	Exercício Ativo
A – Sistema Mecânico Ativo	✗	✓	✓	✗
B – Sistema Mecânico Passivo	✗	✗	✗	✓

Fonte: Próprio autor.

Dessa forma, para a realização do trabalho foram definidas as condições de projeto, para atender apropriadamente as solicitações propostas, as quais eram: baixo custo, dimensionamento adequado para ambientes internos pequenos, monitoramento dos exercícios, além de o tipo de atividade, a qual deveria ser realizada com a força do próprio paciente.

### **3.2. Desenvolvimento da Primeira Versão do Aparelho de Reabilitação**

A partir das pesquisas realizadas, identificou-se algumas das principais necessidades dos pacientes durante a prática das atividades propostas. Após esse reconhecimento, determinou-se os principais parâmetros de projeto, para atender os movimentos desejados e esforços requeridos. Sendo assim, realizou-se o desenho de sua geometria em software de CAD 3D, e posteriormente, analisado estruturalmente por meio de simulações por elementos finitos.

Com base nas orientações e demanda presente no município de Ilha Solteira - SP, optou-se pelo desenvolvimento de um equipamento de reabilitação direcionado a pessoas com deficiência de membros inferiores, que atenda desde crianças até adultos, pacientes do CER (Centro Especializado em Reabilitação). O equipamento projetado abrange reabilitação de diversas disfunções, como por exemplo, fraturas de joelho, lesões de membro inferior, artrites e artroses, lesões medulares, acidentes vasculares cerebrais, traumatismos cranioencefálicos, perdas de mobilidade, doenças degenerativas ósseas, além de distrofias variadas.

Primeiramente, realizou-se um levantamento de dados relacionados à biomecânica de membros inferiores, com o objetivo de garantir um embasamento sobre o comportamento de quadril e joelho sob condições críticas e definir quais os movimentos e exercícios deveriam ser exercidos pelos pacientes para diferentes tipos de lesões.

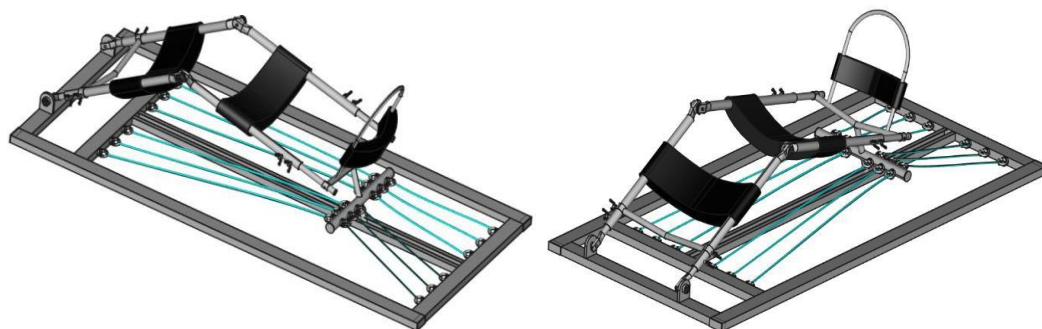
#### **3.2.1. Componentes, Materiais e Processos**

##### **3.2.1.1. Estrutura**

A partir dos levantamentos e pesquisas de equipamentos existentes no mercado, foram desenvolvidos alguns modelos de geometria utilizando o software *FreeCAD*, para que posteriormente o mais adequado fosse escolhido, que garantisse uma boa execução de todos os movimentos sem que o paciente sentisse desconforto ou dificuldade para realização da atividade. Em relação a seleção dos materiais e processos de fabricação, considerou-se apenas recursos disponíveis e de fácil acesso no mercado, para que um menor custo fosse alcançado, sendo selecionados tubos redondos e retangulares de espessuras variadas, de aço estrutural, soldados na base e parafusados no restante do equipamento, além de chapas de aço carbono ASTM A36 para alguns travamentos do equipamento. Além disso, para o incremento de carga, optou-se pela utilização de elásticos, com três variações de posição. Após a definição dos materiais utilizados, realizou-se simulações por elementos finitos pelo software *ANSYS*, a fim de comparar as geometrias e analisar pontos de interesse, para que, posteriormente, o aparelho fosse manufaturado.

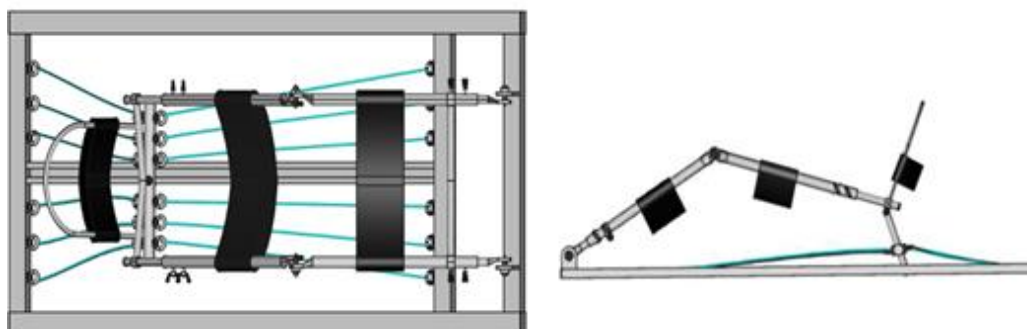
Após o desenvolvimento de algumas geometrias para o equipamento, o modelo apresentado pelas Figura 5 e 6, foi a montagem escolhida para confecção.

Figura 5 - Desenho da geometria do equipamento de reabilitação de membros inferiores.



Fonte: Próprio autor.

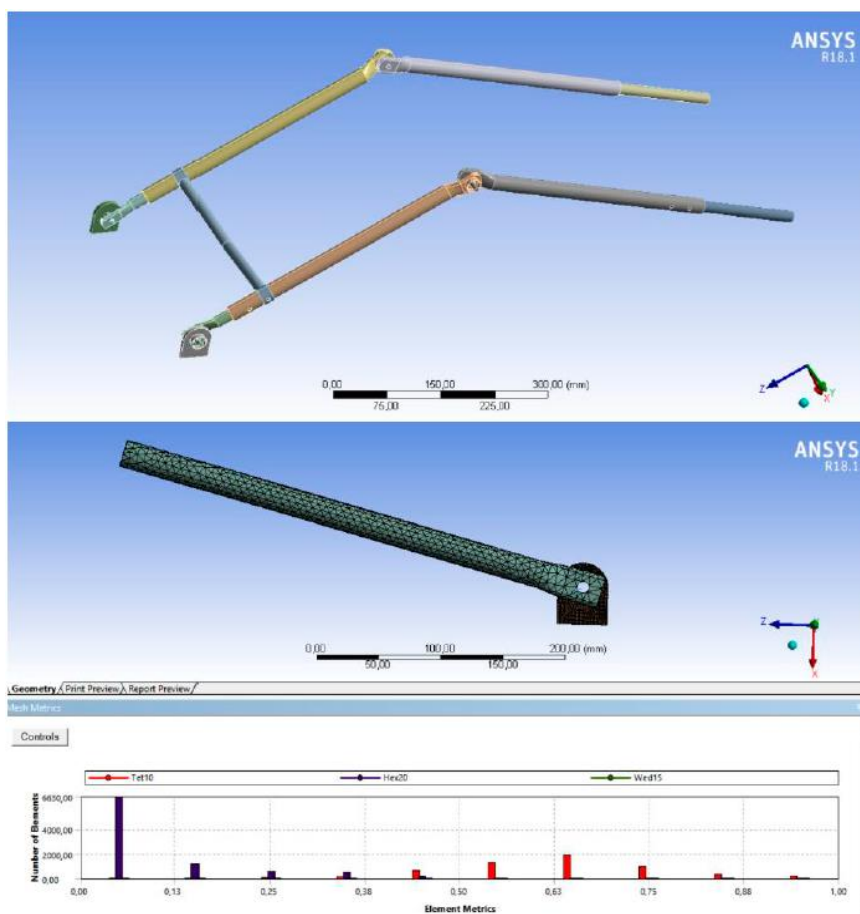
Figura 6 - Vistas superior e lateral do equipamento de reabilitação de membros inferiores.



Fonte: Próprio autor.

Posteriormente, realizou-se algumas simulações estruturais por elementos finitos, a fim de verificar as tensões resultantes a partir de aplicações de carregamentos em torno de 330N. A Figura 7, a seguir, apresenta a qualidade da malha gerada pelo software ANSYS em um dos tubos em que foram realizadas as simulações. Utilizou-se a verificação de *Skewness* para a análise da qualidade da malha gerada.

Figura 7 - Qualidade de malha gerada pelo software ANSYS em um dos tubos da montagem.



Fonte: Próprio autor.

Conforme pode-se observar pela figura, tem-se que o maior número de elementos da malha possui uma *Skewness* muito próxima de zero, o que representa uma boa qualidade de elementos, uma vez que possuem pouca deformação, sendo considerados confiáveis para análise.

### 3.2.1.2. Módulos e Sensores

A partir da construção do mecanismo projetado, avaliou-se a possibilidade de instalação de sensores para o monitoramento, em tempo real, dos exercícios que serão desenvolvidos pelos pacientes em reabilitação. Sendo assim, devido existência de poucos aparelhos e de difícil acesso, direcionados à fisioterapia, que mensuram forças exercidas pelos membros inferiores dos usuários, decidiu-se acoplar células de carga, com capacidade nominal de 20kg com módulos hx711, em dois pontos da estrutura, os quais possibilitariam tais medições. Além disso, para que o fisioterapeuta tenha um maior controle sobre os

exercícios realizados pelos pacientes, inseriu-se potenciômetros rotativos de 10kΩ para monitoramento dos ângulos do equipamento nas posições de quadril e joelho. Para que esse sistema pudesse cumprir seu objetivo, calibrações foram realizadas para cada uma das células de carga e nos potenciômetros utilizados, gerando assim, suas curvas de calibração. A fim de visualizar esses valores, utilizou-se um display LCD (128x64 Oled - i2c) fixo ao equipamento, conjuntamente à criação de um *Web Server* a partir de um microcontrolador ESP32, possibilitando assim a visualização dos valores de esforço e ângulos na tela de um celular ou computador. A seguir a Tabela 2 mostra algumas das características técnicas do microcontrolador ESP32.

Tabela 2 - Características da plataforma de desenvolvimento ESP32 da fabricante Espressif Systems.

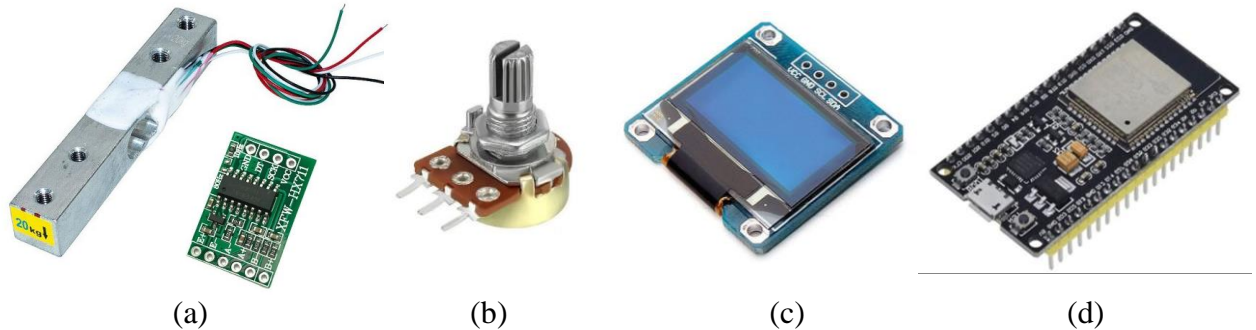
<b>Parâmetro</b>	<b>Característica</b>
MCU	Xtensa Dual-Core 32-bit LX6
Frequência Típica	160 MHz
Frequência Máxima	240 MHz
SRAM	512 kBytes
Flash	16 kBytes
GPIOs (Portas)	36
PWM (Canais)	Software: 16 / Físico: 1
SPI / I2C / 1S2 / UART	4 / 2 / 2 / 2
Tensão de Operação	3,3 V
Tensão de Entrada do Módulo	4,5 V ~ 9,0 V
Wi-Fi / Bluetooth	802.11 b/g/n / 4.2
Temperatura de Operação	-40°C ~ 125°C

Fonte: [espressif.com/en/products/devkits](http://espressif.com/en/products/devkits)

Por fim, decidiu-se manufaturar em impressão 3D com material ABS, uma caixa como central eletrônica, para que o display e o microcontrolador ficassem fixados e protegidos, além dos suportes para a fixação dos potenciômetros na estrutura do aparelho.

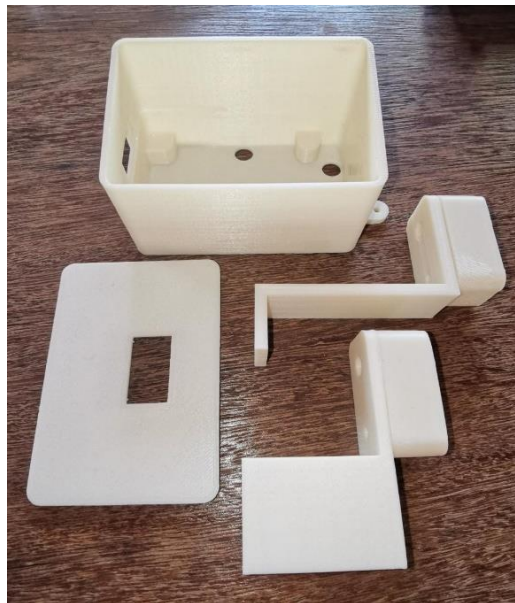
A seguir, são apresentados exemplos dos componentes eletrônicos utilizados para o monitoramento do aparelho, pela Figura 8, e as peças em impressão 3D que foram manufaturadas, pela Figura 9.

Figura 8 - Exemplos dos componentes eletrônicos utilizados no projeto: (a) Célula de Carga com Módulo HX711; (b) Potenciômetro; (c) Display LCD (128x64 Oled - i2c); (d) Microcontrolador ESP32.



Fonte: (a) Disponível em: <https://shorturl.at/nrtEZ>; (b) Disponível em: <https://shorturl.at/blvK5>; (c) Disponível em: <https://shorturl.at/dlyJN>; (d) Disponível em: <https://shorturl.at/bkpYZ>.

Figura 9 - Peças em impressão 3D.



Fonte: Próprio autor.

### 3.2.1.3. Programação do Microcontrolador

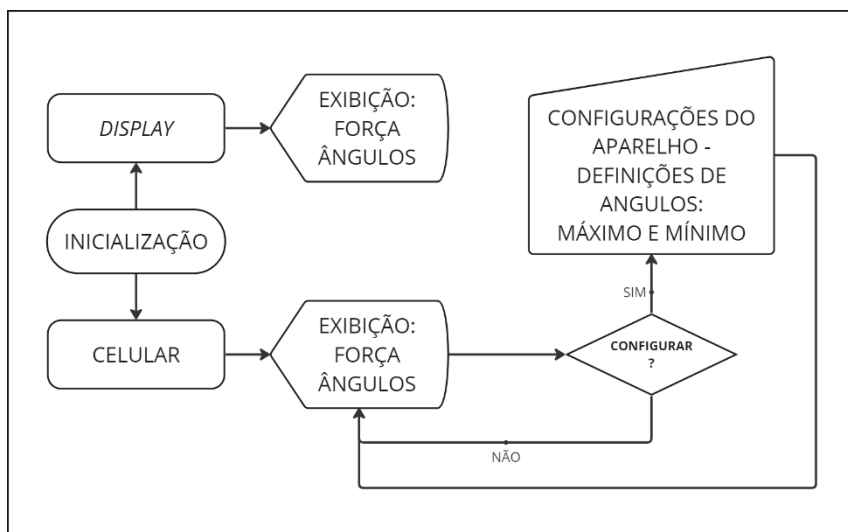
Para a elaboração do programa e gravação do código no microcontrolador, utilizou-se a *IDE* oferecida pela Arduino, além de usar linguagem C/C++ para sua escrita. Essa escolha foi feita por conta da vasta utilização do Ambiente de Desenvolvimento Integrado da

Arduino, contando com diversos fóruns de apoio e compartilhamento de bibliotecas e conhecimentos de programação.

O código desenvolvido conta com dois dispositivos de atividade simultânea, sendo eles um display no próprio equipamento e outro o *smartphone* do usuário. O primeiro é utilizado apenas para exibição dos dados do exercício em tempo real, enquanto o segundo tem não só a função do primeiro, como também a de configurar ângulos máximos e mínimos desejados e o “assistente de exercício” que seria um som emitido para auxílio da execução da atividade.

A seguir, a Figura 10, apresenta um fluxograma simplificado das informações presentes em cada uma das telas desenvolvidas.

Figura 10 - Fluxograma simplificado de telas da primeira versão do aparelho.



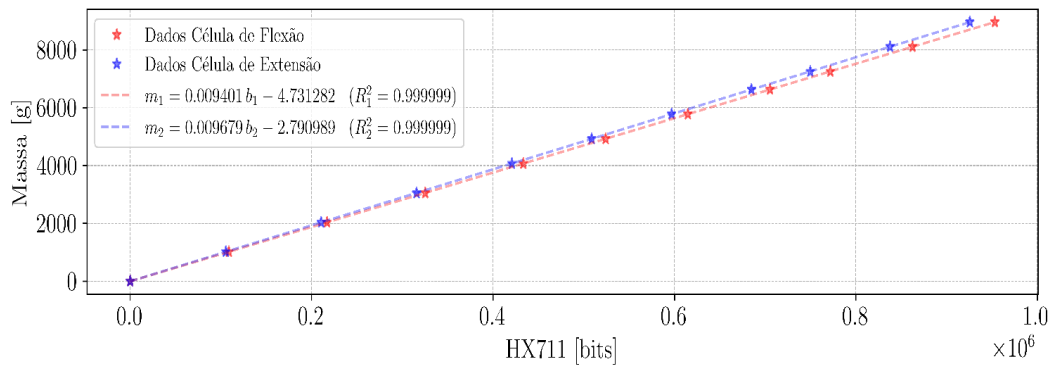
Fonte: Próprio autor.

#### 3.2.1.4. Calibração dos Sensores

Assim como mencionado nas seções anteriores, a calibração dos sensores tem grande importância para que as grandezas físicas e sinais elétricos sejam relacionados de maneira correta. Assim, realizou-se a calibração dos dois tipos de sensores utilizados no projeto, sendo eles: duas células de carga e dois potenciômetros.

Para as células de carga, o procedimento utilizado consiste em conhecer certas massas, e ao acrescentá-las ao sistema como entradas, realizar a medida do sinal de saída dos sensores e assim, relacionar os dois valores. Com isso, obtiveram-se as duas curvas de calibração, para cada uma das células de carga empregadas no aparelho, as quais podem ser observadas pela Figura 11, a seguir.

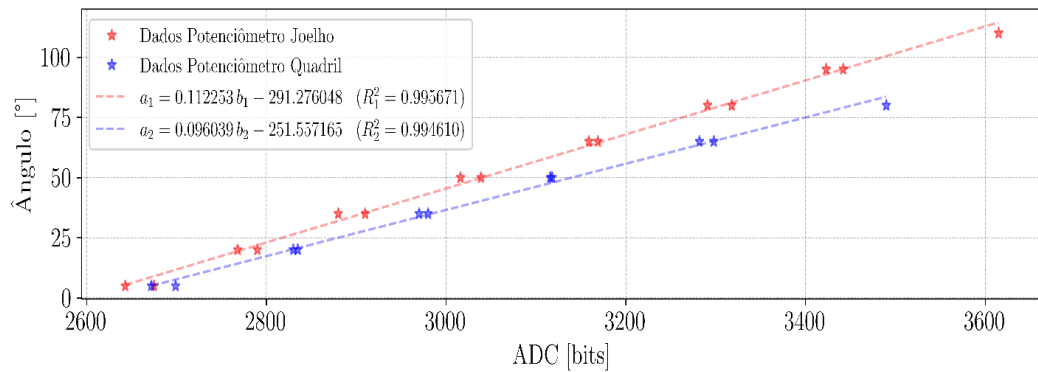
Figura 11 - Curvas de calibração das células de carga.



Fonte: Próprio autor.

Já para os potenciômetros, o procedimento consiste em relacionar o ângulo de entrada, medido por um goniômetro diretamente na estrutura do aparelho, com cada um de seus sinais de saída. E assim, novamente, obtiveram-se as curvas de calibração para cada um dos potenciômetros aplicados no projeto, apresentadas a seguir pela Figura 12.

Figura 12 - Curvas de calibração dos potenciômetros.



Fonte: Próprio autor.

### 3.3. Desenvolvimento da Segunda Versão do Aparelho de Reabilitação

Após a apresentação e entrega do equipamento ao Centro Especializado em Reabilitação, o aparelho foi utilizado durante os tratamentos com os pacientes. Com isso, foi possível realizar um levantamento de alguns pontos de melhoria do projeto em relação tanto a estrutura, quanto aos outros aspectos, como apresentação dos dados e até mesmo a possibilidade de implementação de novas funções, como o salvamento das informações referentes ao exercício executado. Sendo as novas modificações pensadas para que os

fisioterapeutas, pudessem utilizar o aparelho com maior praticidade, diante da rotina que foi observada.

### **3.3.1. Componentes, Materiais e Processos**

#### **3.3.1.1. Estrutura**

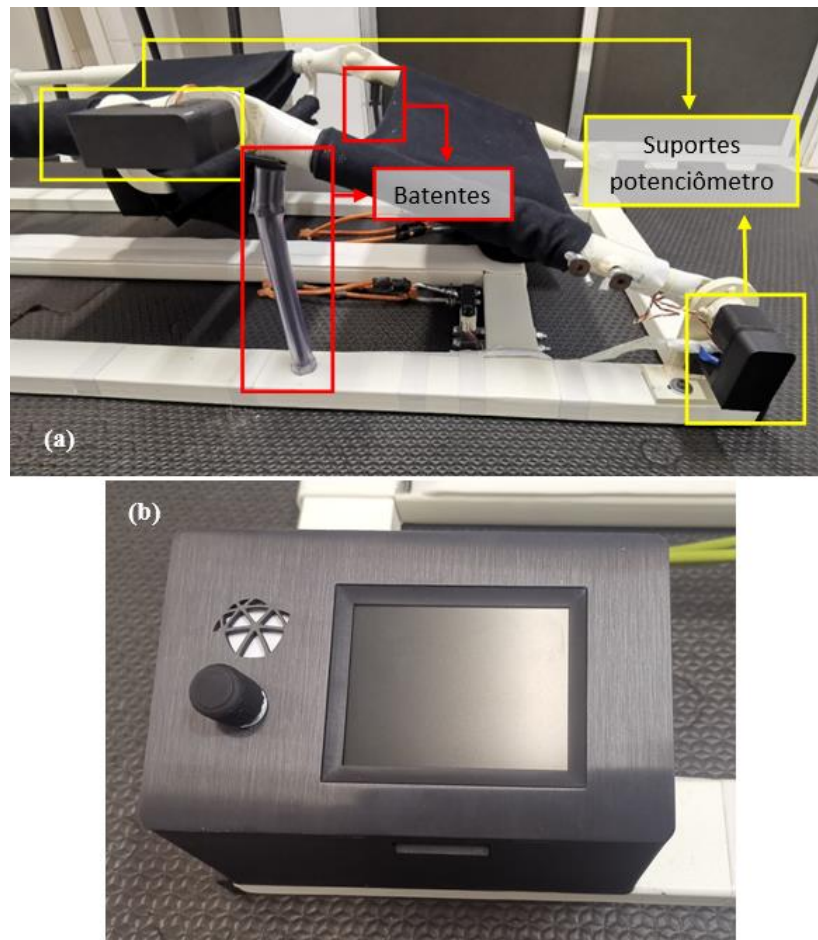
Assim como mencionado no início da seção, algumas modificações foram realizadas na estrutura do equipamento, mais especificamente, foram acrescentados batentes para fim de curso do mecanismo, além de serem remodelados os suportes dos potenciômetros e a caixa da central eletrônica.

Em relação a primeira modificação, essa foi necessária para que ao final do movimento o paciente não tivesse desconforto, devido ao travamento da estrutura em um ponto inferior. Dessa forma, o batente não permite esse travamento, limitando o curso do aparelho, e assim, melhorando o conforto do paciente.

Já as novas impressões 3D dos suportes e nova caixa, foram realizadas devido à alteração dos componentes eletrônicos utilizados, e assim, foram necessárias modificações de suas geometrias.

A seguir a Figura 13, apresenta os novos batentes na estrutura, em conjunto com os novos suportes e caixa de central eletrônica, em impressão 3D por resina.

Figura 13 - (a) Novo conjunto de batentes e suportes dos potenciômetros; (b) Nova caixa da central eletrônica.



Fonte: Próprio autor.

### 3.3.1.2. Módulos e Sensores

Assim como a estrutura do aparelho, sua parte eletrônica também passou por modificações para que pudesse ser mais prático e acompanhar o ritmo de trabalho dos fisioterapeutas e, assim, desempenhar suas funcionalidades com maior eficiência. Diante disso, optou-se por realizar uma troca de display e suas aplicações, além de, acrescentar uma bateria recarregável.

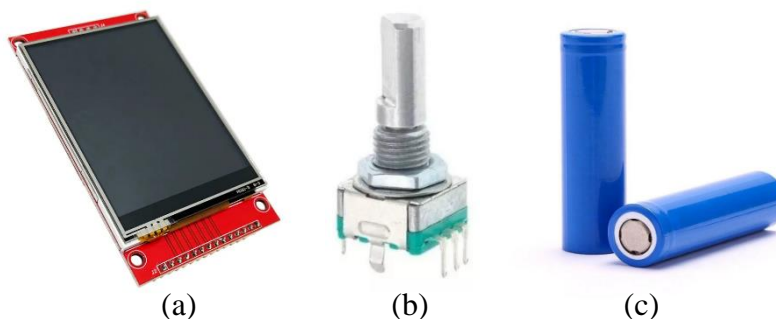
Anteriormente, o display utilizado era de 0,96 polegadas e as configurações eram feitas pelo celular do usuário. No entanto, surgiram contratempos em relação à conectividade do aparelho com a rede *Wi-Fi* do estabelecimento, gerando dificuldade na utilização desta função. Dessa forma, definiu-se que as configurações seriam feitas no próprio aparelho, a partir de um *encoder*, para que não fosse obrigatória a utilização de um *smartphone* durante as atividades, e sim, apenas uma opção a mais para o fisioterapeuta.

Sendo assim, o novo *display* selecionado foi uma tela de LCD TFT de 2,8 polegadas, RGB, com resolução de 320x240 pixels e comunicação SPI, o que possibilitou uma melhor visualização e facilidade de manuseio em conjunto com o *encoder* rotativo. O módulo TFT também conta com uma conexão SPI para leitura de cartão de memória, o qual foi utilizado para a implementação da nova função de salvamento dos dados de cada sessão realizada pelos pacientes.

Além disso, outra mudança bastante significativa foi a adição de uma bateria recarregável no conjunto, uma vez que, na primeira versão o aparelho deveria ser ligado na tomada ou por uma bateria externa, o que também dificultava sua utilização por necessitar desses recursos durante as sessões com os pacientes.

Portanto, com a seleção de uma bateria 18650 Li-ion de 3,7V e 2200mAh, o aparelho ficou totalmente portátil e funcional, necessitando de carregamento após, aproximadamente, três dias. A seguir, são apresentados exemplos dos novos componentes eletrônicos utilizados, pela Figura 14.

Figura 14 - Exemplos dos componentes eletrônicos utilizados no projeto: (a) Display 2,8 polegadas; (b) Encoder; (c) Bateria modelo 18650.



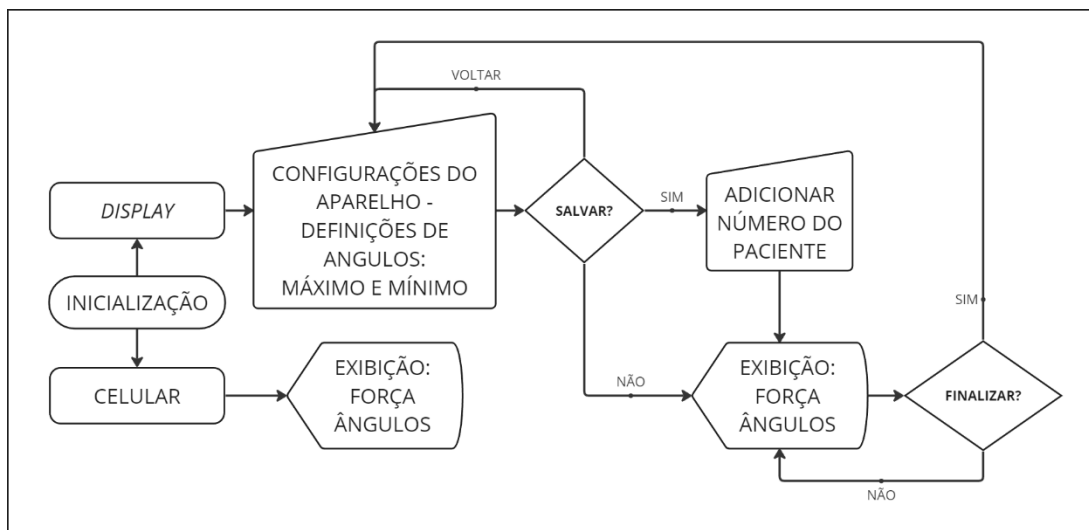
Fonte: (a) Disponível em: <https://shorturl.at/dCLU7>; (b) Disponível em: <https://shorturl.at/jvST4>; (c) Disponível em: <https://shorturl.at/ktAGP>.

### 3.3.1.3. Programação do Microcontrolador

Assim como na primeira versão do equipamento, a elaboração do programa e sua gravação no microcontrolador foram realizadas pela *IDE* Arduino em linguagem C/C++. O código conta, novamente, com dois dispositivos de atividade simultânea: *display* e *smartphone*, porém com maior enfoque no *display* da central eletrônica, conforme mencionado na seção anterior.

Devido à nova tela instalada no conjunto, implementou-se novas funcionalidades e metodologias para realizar sua programação. Em princípio, o display contava apenas com um único *layout* em que as informações de forças e ângulos eram apresentadas. No novo código, aproximadamente dez *layouts* de telas personalizadas foram adicionados, as quais possibilitam selecionar e alterar os ângulos máximos e mínimos desejados, acompanhar número de ciclos completados, ligar ou desligar sons durante o exercício, receber alertas sobre nível de bateria e presença de cartão de memória, além de realizar salvamento de dados inserindo um número relacionado ao paciente que se deseja obter informações de treino. A seguir, a Figura 15, exemplifica com um fluxograma simplificado, a sequência e funcionalidade das telas presentes no novo código.

Figura 15 - Fluxograma simplificado de telas da segunda versão do aparelho.



Fonte: Próprio autor.

Para o salvamento dos dados de exercício de cada usuário, optou-se por realizar a gravação no cartão de memória com um nome padrão de arquivo com extensão “.csv”, contendo o número relacionado a cada um dos pacientes, data e horário da sessão, conforme o exemplo: “Paciente\_3\_2023-10-25\_8-51-16.csv”. Dessa forma, os arquivos ficam organizados de maneira prática e de fácil acesso.

Outro ponto pensado em relação a esses salvamentos foi em relação à quantidade de variáveis salvas e o momento que seriam feitos, nesse caso, optou-se por realizar a gravação quando o paciente completasse cada ciclo do exercício, e nesse ponto, seriam coletadas as seguintes informações: seleção do potenciômetro e seus ângulos máximo e mínimo (Sel-max-

min), ângulo do quadril na posição mínima (AQ\_min), ângulo do quadril na posição máxima (AQ\_max), ângulo do joelho na posição mínima (AJ\_min), ângulo do joelho na posição máxima (AJ\_max), força de flexão na posição mínima (FF\_min), força de flexão na posição máxima (FF\_max), força de extensão na posição mínima (FE\_min), força de flexão na posição máxima (FE\_max), horário na posição máxima (T\_max\_A), horário na posição mínima (T\_min\_A). A seguir, a Figura 16, apresenta um exemplo do salvamento dos dados “.csv”, visualizados pelo software Excel.

Figura 16 - Visualização dos dados ".csv" coletados.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
1	Sel-max-min	AQ_min	AQ_max	AJ_min	AJ_max	FF_min	FF_max	FE_min	FE_max	T_max_A	T_min_A	
2	Joelho-120-70	74	20	68	153	2	0	184	4560	08:51:21	08:51:23	
3	Joelho-120-70	77	20	63	153	2	0	1396	4556	08:51:25	08:51:26	
4	Joelho-120-70	75	20	65	152	2	2	-278	4736	08:51:29	08:51:30	
5	Joelho-120-70	75	20	66	152	0	0	570	4576	08:51:32	08:51:33	
6	Joelho-120-70	75	20	65	151	0	-2	-296	4602	08:51:35	08:51:36	
7												

Fonte: Próprio autor.

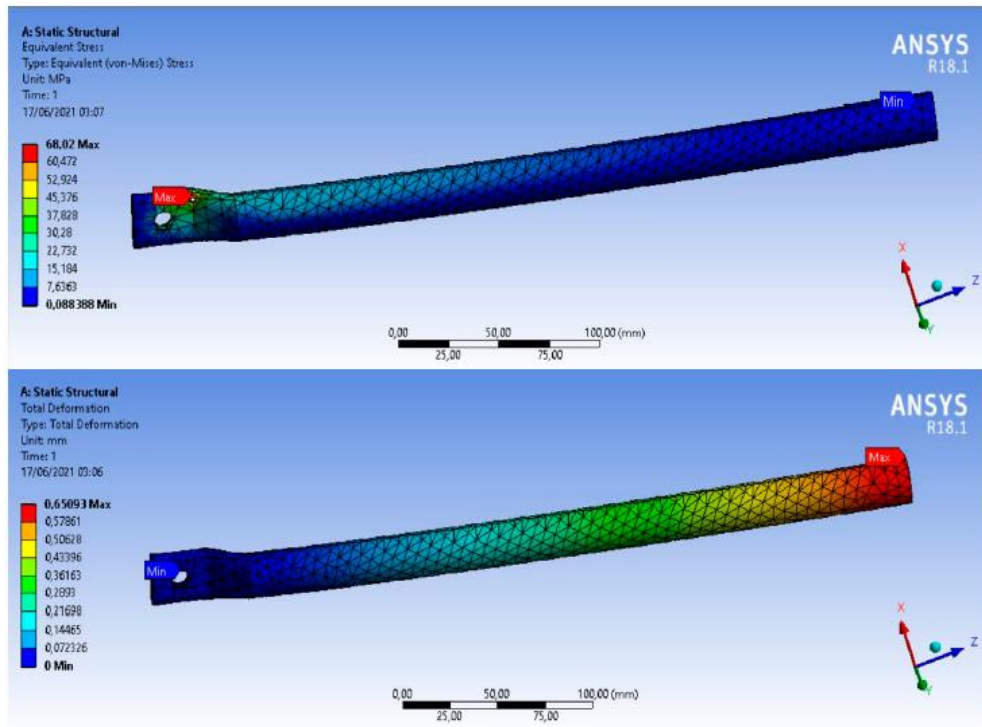
Conforme pode ser observado na imagem, a quantidade de conjunto de variáveis mencionadas anteriormente, é gravada de acordo com o número de ciclos completados pelo paciente. No exemplo em questão, o “Paciente 3” completou cinco repetições de movimentos de extensão com uma carga de aproximadamente 4,5kg, uma vez que os valores da coluna “FE\_max” são os que apresentam essa informação.

#### 4. Resultados E Discussão

##### 4.1. Resultados da Primeira Versão

Como descrito pela seção 3.1.1.1, primeiramente, foram realizados modelamento de geometria em software de CAD 3D, e posteriormente, feitas simulações estruturais por elementos, para quantificar e visualizar o comportamento dos materiais no projeto. A partir disso, a Figura 17 apresenta os resultados de tensão e deformação obtidos para um dos componentes da estrutura, a partir do carregamento indicado.

Figura 17 - Tensões [MPa] e deformações [mm] obtidas pela simulação por elementos finitos.



Fonte: Próprio autor.

Observa-se, que a tensão máxima gerada no componente é em torno 68MPa, ou seja, uma tensão inferior ao limite de escoamento do material, o qual é aproximadamente 180MPa.

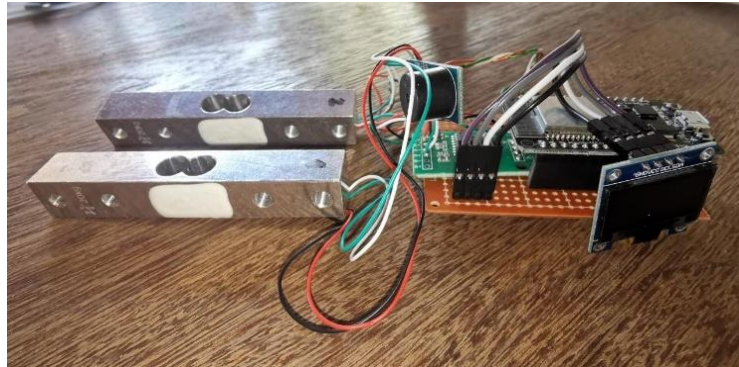
Após as definições de projeto, iniciou-se a construção do equipamento, sendo apresentadas algumas imagens do processo de construção pelas Figuras 18, 19, 20 e 21.

Figura 18 - Processo de confecção do equipamento de reabilitação de membros inferiores.



Fonte: Próprio autor.

Figura 19 - Testes das células de carga.



Fonte: Próprio autor.

Figura 20 - Testes dos sensores na estrutura.



Fonte: Próprio autor.

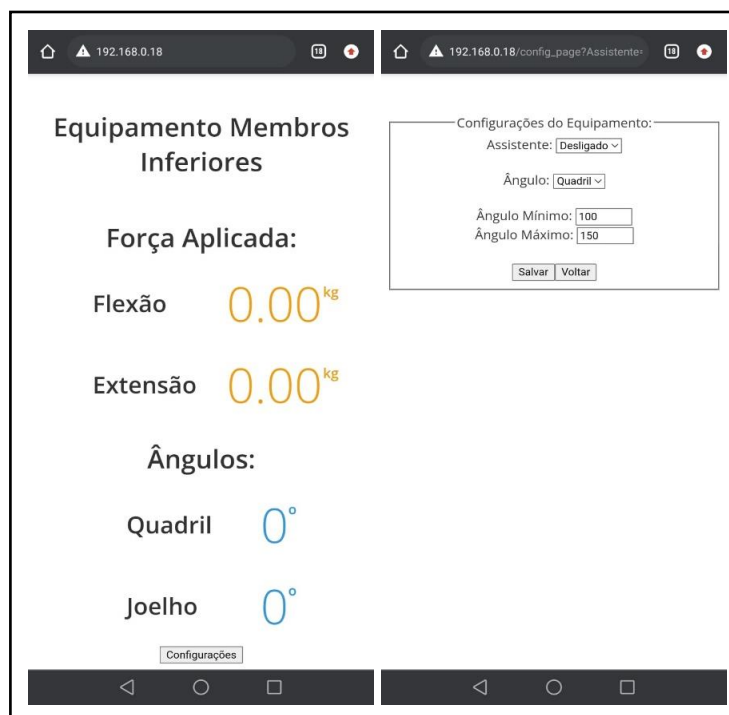
Figura 21 - Tubos pintados e tiras ergonômicas finalizadas.



Fonte: Próprio autor.

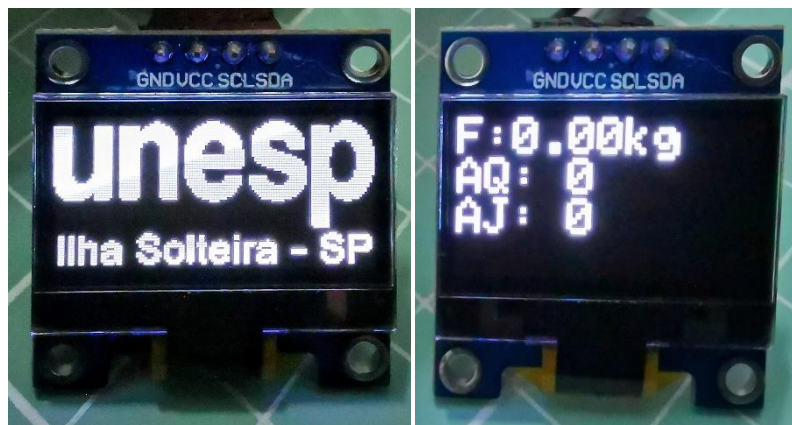
Depois da estrutura finalizada, desenvolveu-se o *Web Server* e a programação do display apresentados pelas Figuras 22 e 23, respectivamente.

Figura 22 - Web Server a partir de um celular.



Fonte: Próprio autor.

Figura 23 - Display.



Fonte: Próprio autor.

#### 4.2. Resultados da Segunda Versão

Já para a segunda versão do equipamento, aproveitou-se a estrutura base do aparelho, não sendo necessárias novas modelagens e simulações, apenas novos componentes eletrônicos para um melhor desempenho, como explicitado pelas seções anteriores.

Em relação a tais componentes, mudanças significativas foram feitas, garantindo maior praticidade na utilização do equipamento, devido a novas funcionalidades com uma tela

de maiores dimensões, além da bateria recarregável. A seguir, a Figura 24 apresenta o novo conjunto montado na central eletrônica.

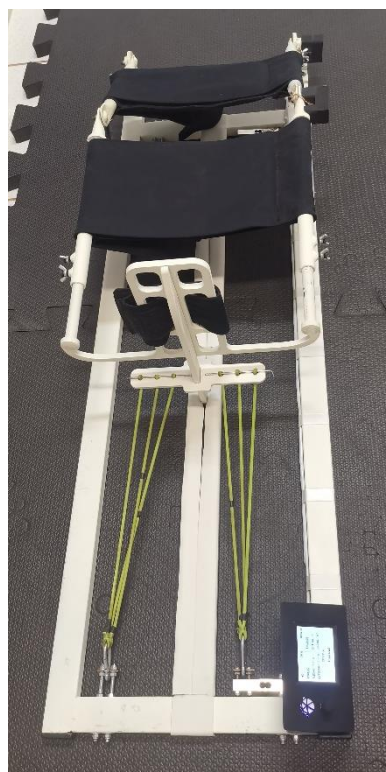
Figura 24 - Nova central eletrônica, com display 2,8 polegadas e encoder para navegação pelos menus.



Fonte: Próprio autor.

E, por fim, com todas as modificações realizadas, pode-se observar a última versão entregue à clínica, pela Figura 25.

Figura 25 - Última versão do aparelho de reabilitação.



Fonte: Próprio autor.

Após a nova entrega do equipamento ao Centro Especializado em Reabilitação, um dos pacientes foi acompanhado em algumas sessões para que os resultados coletados pudessem ser observados, além de avaliar a necessidade de novas alterações.

O foco do tratamento do paciente em questão era o fortalecimento de perna, uma vez que ele demonstrava boa mobilidade e era capaz de exercer o curso total do equipamento. No entanto, ele apresentava certa dificuldade em realizar várias repetições em um curto período, devido à fadiga excessiva. Sendo assim, os profissionais do Centro de Reabilitação estipularam o uso do aparelho com um aumento gradativo de carga e de repetições, a cada sessão.

Após o acompanhamento de três sessões, tem-se os seguintes dados coletados, apresentados pela Tabela 3.

Tabela 3 - Dados coletados ao longo de três sessões de paciente em etapa de fortalecimento.

Sessão	Força Máxima Extensão	Força Máxima Flexão	Nº de ciclos
1	4,74 kg	-	5
	-	3,27 kg	10
2	7,50 kg	-	15
	-	4,77 kg	15
3	8,63 kg	-	20
	-	4,78 kg	15

Fonte: Próprio autor.

## 5. Conclusões

Com a realização da primeira etapa do trabalho, voltado ao projeto estrutural e de instrumentação inicial do conjunto, pode-se concluir que os objetivos propostos para o equipamento foram atingidos. Em relação a sua parte estrutural, o projeto entregou uma geometria relativamente simples, o que possibilitou o desenvolvimento de um equipamento final de fácil confecção. Em comparação com aparelhos existentes no mercado, o trabalho apresentou vantagens em relação ao custo de produção e versatilidade, devido aos materiais escolhidos, funcionalidades implementadas e características de projeto.

Já em relação a segunda etapa, o monitoramento e armazenamento de dados foi uma modificação importante para o acompanhamento do tratamento com os pacientes, uma vez que na nova versão é possível criar um histórico de todas as sessões realizadas para cada um dos usuários.

Por fim, observou-se também possíveis pontos de aprimoramentos futuros do projeto, sendo eles:

- Modificação do trilho, podendo ser inserido um eixo com rolamentos lineares, para um melhor deslizamento;
- Acrescentar funcionalidades ao *Web Server* como por exemplo, alerta de número de repetições realizadas pelo paciente, gráficos para uma melhor visualização de dados, entre outras.

## 6. Referências

ALBERTAZZI; Armando; Fundamentos de Metrologia Científica e industrial; Editora Manole; Publicado: 2008.

ARDUINO, S. A. What is arduino? Arduino LLC, 2015.

DOEBELIN, E. O. Measurement Systems: Application and Design. McGraw-Hill, 1990. (McGraw-Hill Mechanical Engineering Series). ISBN 9780070173385.

EVANS, M.; NOBLE, J.; HOCHENBAUM, J. Arduino em Ação. Novatec Editora, 2013.

FERNANDES, A.C.; RAMOS, A.C.R.; FILHO, M.C.D.M.; ARES, M. Reabilitação. Editora Manole, 2015.

FLORES, M. d. G. C. C. Teste embarcado de conversores analógico-digitais. 134 p. Dissertação (Mestrado) | Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003.

HAAG, E. A. V. R. INTERFACE AD - Por que converter sinais analógicos em digitais?. 2001.

IBGE. Disponível em <[ibge.gov.br](http://ibge.gov.br)>.

LEE, J. S. Introduction to Embedded Systems: A Cyber-Physical Systems Approach. Springer. 2017.

MAZIDI, M. A., MCKINLAY, R. H., & CAUSEY, D. Microcontroladores PIC: programação em C. Pearson Prentice Hall. 2010.

MOORE, K.L; DALLEY A.F; AGUR, A.M.R. Anatomia orientada para a clínica. 7. Ed. – Rio de Janeiro: Koogan, 2014.

MULAS, M., FOLGHERAITER, M., GINI, G. "An EMG - controlled exoskeleton for hand rehabilitation," in Rehabilitation Robotics. ICORR 2005. 9th.

PEREIRA, J. A. Conceito e Fundamentos de Medições e Instrumentação Aplicados à Engenharia. Ilha Solteira, São Paulo, 2017. Apostila de Instrumentação Mecânica.

REINKENSMEYER, N.; KREBS, H.; LEHMA, S.; LUM, P. Biomechanics and neural control of posture and movement: Eds Winters J. Springer-Verlag, 2000.

ROBERTSON, Gordon; CALDWELL, Graham; HAMILL, Joseph; KAMEN, Gary; WHITTLESEY, Sandy. Research Methods in Biomechanics. Champaign, IL: Human Kinetics, 2004.

SCHOELLER, S. Abordagem multiprofissional em lesão medular: saúde, direito e tecnologia. Florianópolis: Publicação do IFSC, 2016.

SMITH, R. P. Embedded Systems: A Contemporary Design Tool. Wiley. 2013.

TANENBAUM, A. S., & VAN STEEN, M. Sistemas Operacionais: Projeto e Implementação. Pearson Prentice Hall. 2006.