

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS**

**Cristina Luciana Rodrigues Saraiva Leão  
Daniel Yukio Miguita**

**Estudo sobre desenvolvimento de projetos em  
engenharia biomédica: Luvas sensoriais para paciente  
com alteração na sensibilidade da mão**

**São Carlos**

**2024**



**Cristina Luciana Rodrigues Saraiva Leão  
Daniel Yukio Miguita**

**Estudo sobre desenvolvimento de projetos em  
engenharia biomédica: Luvas sensoriais para paciente  
com alteração na sensibilidade da mão**

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

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

**São Carlos  
2024**

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da  
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

L433e Leão, Cristina Luciana Rodrigues Saraiva  
Estudo sobre desenvolvimento de projetos em  
engenharia biomédica: Luvas sensoriais para paciente  
com alteração na sensibilidade da mão / Cristina  
Luciana Rodrigues Saraiva Leão; orientador Alberto  
Cliquet Junior. São Carlos, 2024.

Monografia (Graduação em Engenharia Mecatrônica)  
-- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade  
de São Paulo, 2024.

1. luva. 2. sensibilidade. 3. mão. 4. sensor. 5.  
pressão. I. Título.

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da  
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

M634e Miguita, Daniel Yukio  
Estudo sobre desenvolvimento de projetos em  
engenharia biomédica: Luvas sensoriais para paciente  
com alteração na sensibilidade da mão / Daniel Yukio  
Miguita; orientador Alberto Cliquet Junior. São  
Carlos, 2024.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com  
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São  
Carlos da Universidade de São Paulo, 2024.

1. Luva. 2. Sensibilidade. 3. Mão. 4. Sensor. 5.  
Pressão. I. Título.

# FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Daniel Yukio Miguita

Título: "Estudo sobre desenvolvimento de projetos em engenharia biomédica: Luvas sensoriais para paciente com alteração na sensibilidade da mão"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado  
em 06/12/2024,

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

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

Prof. Associado Adriano Almeida Gonçalves Siqueira -  
SEM/EESC/USP

Mestre Gabriel Augusto Ginja - Doutorando EESC/USP

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:  
Professor Associado José Carlos de Melo Vieira Júnior

## FOLHA DE AVALIAÇÃO

**Candidato:** Cristina Luciana Rodrigues Saraiva Leão

**Título:** Estudo sobre desenvolvimento de projetos em engenharia biomédica:  
Luvas sensoriais para paciente com alteração na sensibilidade da mão

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à  
Escola de Engenharia de São Carlos da  
Universidade de São Paulo  
Curso de Engenharia Mecatrônica.

### BANCA EXAMINADORA

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

Nota atribuída: 10,0 (dez)

Prof. Associado Adriano Almeida  
Gonçalves Siqueira - SEM/EESC/USP

Nota atribuída: 10,0 (dez)

Mestre Gabriel Augusto Ginja -  
Doutorando EESC/USP

Nota atribuída: 10,0 (dez)

Média: 10,0 (dez)

Resultado: APROVADA

Data: 06/12/2024.

Glenys C. L. M.

Assinatura do Presidente da Banca

Este trabalho tem condições de ser hospedado no Portal Digital da Biblioteca da EESC

SIM  NÃO  Visto do orientador: Ari



*De Cristina Luciana Rodrigues Saraiva Leão:*

*A todos que participaram da minha jornada dentro e fora da graduação, incluindo família, amigos, professores e colegas, dedicado este trabalho. Saibam que cada um impactou de alguma forma na minha formação tanto profissional quanto pessoal, me ajudando a dar os passos necessários para o futuro.*

*De Daniel Yukio Miguita:*

*Dedico este trabalho à toda família, minha mãe, pai e irmã, pelo amor, apoio e compreensão durante toda a minha trajetória. Agradeço também à minha namorada, que sempre esteve ao meu lado, oferecendo apoio e motivação nos momentos mais difíceis. Sou grato a todos que, de alguma forma, contribuíram para o meu crescimento durante a graduação. Este TCC é resultado de muito esforço coletivo, e cada um de vocês tiveram um papel fundamental na minha conquista.*



*“Se o conhecimento pode criar problemas, não é através da ignorância que podemos solucioná-los”*  
*Isaac Asimov*



## **RESUMO**

**Estudo sobre desenvolvimento de projetos em engenharia biomédica: Luvas sensoriais para paciente com alteração na sensibilidade da mão.** 2024. 54p. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2024.

A perda parcial ou total dos movimentos das mãos está relacionada a diversos fatores, sendo os mais comuns doenças reumáticas, infecções, problemas hormonais, tumores e traumas. Tal patologia afeta diretamente na qualidade de vida de 20% a 40% da população idosa do país, além dos que adquiriram-na ainda jovens. Como sociedade, evoluímos de forma que é utilizado os membros superiores na maioria das atividades cotidianas, sendo de grande dificuldade a execução das tarefas do dia-a-dia com a movimentação limitada das mãos. Logo, é de imenso valor o desenvolvimento de tratamentos eficazes, a fim de devolver a qualidade de vida para os que sofrem com a privação da mobilidade completa das mãos. Existem muitas formas de se realizar tratamentos que envolvem a perda de sensibilidade na mão, a depender a causa inicial do problema, mas a fisioterapia e terapia ocupacional as principais soluções, porém é importante que o paciente esteja sempre exercitando a musculatura desejada, visto que as seções de fisioterapia podem ter um espaçamento de tempo maior entre elas, podendo atrasar a evolução do paciente. Sendo assim, o projeto busca desenvolver um dispositivo cuja função é auxiliar as pessoas com falta de sensibilidade nas mãos a saber qual a força necessária para realizar as tarefas do dia a dia, através de sensores de pressão e alertas visuais. Para isso, o dispositivo desenvolvido tem formato de luva onde são alocados sensores para medir pressão e obter os valores para realizar alguns movimentos com a mão. Esses dados serão processados e analisados com o intuito de informar se o usuário está realizando a força necessária para realizar a ação desejada.

**Palavras-chave:** Luva, sensibilidade, mão, sensor, pressão.



## **ABSTRACT**

**Study on the Development of Projects in Biomedical Engineering: Sensory Gloves for Patients with Hand Sensitivity Alterations.** 2024. 54p. Monograph (Conclusion Course Paper) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2024.

Partial or total loss of hand movement is related to various factors, the most common being rheumatic diseases, infections, hormonal problems, tumors, and trauma. This condition directly affects the quality of life of 20 % to 40 % of the elderly population in the country, as well as those who have acquired it at a young age. As a society, we have evolved to use our upper limbs for most daily activities, making it extremely challenging to perform everyday tasks with limited hand movement. Therefore, developing effective treatments is of immense value to restore quality of life for those who suffer from limited hand mobility. There are many ways to treat the loss of hand sensation, depending on the underlying cause of the problem. Physical therapy and occupational therapy are among the primary solutions; however, it is crucial for patients to continuously exercise the targeted muscles, as physical therapy sessions can be spaced out over time, potentially slowing the patient's progress. Thus, this project seeks to develop a device designed to help people with reduced hand sensation understand the necessary force to perform everyday tasks through pressure sensors and visual alerts. For this purpose, the device will take the form of a glove with sensors to measure pressure and capture values needed to perform certain hand movements. This data will be processed and analyzed to indicate if the user is applying the correct amount of force for the desired action.

**Keywords:** Glove, sensibility, hand, sensor, pressure.



## **LISTA DE FIGURAS**

Figura 1 – Modelo de processamento de informações do operador humano . . . . .	26
Figura 2 – Organização somatotópica no córtex somatossensorial primário. Esquerda: O córtex somatossensorial primário (S1; laranja) e o córtex motor primário (M1; lilás). Direita: Uma ilustração do homúnculo somatossensorial. Fonte: adaptado de “The Homunculus Mapper”; Max Planck Florida Institute of Neuroscience . . . . .	27
Figura 3 – Taxonomia dos movimentos preensil da mão . . . . .	33
Figura 4 – Movimentos da mão . . . . .	36
Figura 5 – Sensor FSR . . . . .	36
Figura 6 – Arduino UNO R3 . . . . .	37
Figura 7 – LED Vermelho . . . . .	38
Figura 8 – Fluxograma de informação . . . . .	38
Figura 9 – Materiais utilizados na primeira simulação . . . . .	39
Figura 10 – Curva de Pressão X Tensão de Saída do sensor FSR 402 . . . . .	41
Figura 11 – Configuração do circuito de simulação . . . . .	44
Figura 12 – Simulação de diferentes valores de pressão em cada sensor . . . . .	45



## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

USP	Universidade de São Paulo
SGS	<i>Sensoring Glove System</i>
FSR	<i>Force Resistor Sensoring</i>
VF	<i>Virtual Finger</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
SNC	<i>Sistema Nervoso Central</i>
S1	<i>Córtex Somatossensorial Primário</i>
M1	<i>Córtex Motor Primário</i>



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>21</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivo Geral</b>	<b>22</b>
<b>1.2</b>	<b>Objetivo Específico</b>	<b>22</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>23</b>
<b>2.1</b>	<b>Engenharia Biomédica</b>	<b>23</b>
<b>2.2</b>	<b>Engenharia de Reabilitação</b>	<b>24</b>
<b>2.3</b>	<b>Desenvolvimento de tecnologia assistiva</b>	<b>25</b>
2.3.1	Análise	25
2.3.2	Síntese	25
2.3.3	Avaliação	25
2.3.4	Decisão	25
2.3.5	Implementação.	26
<b>2.4</b>	<b>Processamento de informação</b>	<b>26</b>
<b>2.5</b>	<b>Representação Cortical da Mão</b>	<b>27</b>
<b>2.6</b>	<b>Plasticidade Cerebral</b>	<b>28</b>
<b>2.7</b>	<b>Reeducação sensorial da mão</b>	<b>29</b>
<b>2.8</b>	<b>Biomecânica da mão</b>	<b>31</b>
2.8.1	Anatomia e funcionalidade dos dedos	31
2.8.2	Divisão dos movimentos da mão	31
2.8.3	Taxonomia da movimentação preensil	31
<b>2.9</b>	<b>Sensoring Glove System</b>	<b>32</b>
<b>3</b>	<b>DESENVOLVIMENTO</b>	<b>35</b>
<b>3.1</b>	<b>Movimentos das Mãos</b>	<b>35</b>
<b>3.2</b>	<b>Lista de Materiais</b>	<b>36</b>
3.2.1	Sensor de Força	36
3.2.2	Arduino UNO R3	36
3.2.3	Multiplexador	37
3.2.4	Conversor Analógico Digital	37
3.2.5	Indicação visual	38
3.2.6	Fluxograma	38
<b>3.3</b>	<b>Simulação Inicial</b>	<b>38</b>
3.3.1	Definição de classificações	39
3.3.2	Materiais da simulação	39
3.3.3	Código	40

<b>3.4</b>	<b>Histerese</b>	<b>40</b>
3.4.1	Materiais utilizados	40
3.4.2	Procedimentos	40
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>43</b>
4.1	Simulação	44
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>47</b>
5.1	Principais Problemas	47
5.2	Próximos passos	47
<b>REFERÊNCIAS</b>		<b>49</b>
<b>APÊNDICES</b>		<b>51</b>
<b>APÊNDICE A – CÓDIGO DE SIMULAÇÃO NO TINKERCAD</b>		<b>53</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A percepção sensorial é fundamental para a nossa experiência consciente e compreensão do ambiente. Ela nos permite processar o mundo ao nosso redor, interagir com outras pessoas, experimentar emoções e reagir a estímulos que podem indicar prazer ou perigo. O tato, em particular, desempenha um papel central, pois fornece informações essenciais para a autoconsciência e permite que ajustemos rapidamente nossas ações ao ambiente, tornando possíveis decisões e interações precisas (SENSE, 2024).

A alteração na sensibilidade, em particular das mãos, pode afetar diretamente a sua funcionalidade, dificultando a execução de atividades da vida diária e, consequentemente, comprometendo sua qualidade de vida. Essas alterações podem ocorrer devido a diversas razões, entre elas: neuropatia periférica, síndrome do túnel do carpo, lesões nos nervos, doenças da medula espinhal, problemas circulatórios, deficiência de vitaminas, doenças autoimunes e inflamatórias, estresse ou até mesmo ansiedade. Atualmente, apesar de grandes evoluções dentro do meio cirúrgico, o uso de cirurgias para recuperação sensorial ainda se mostra insatisfatório em muitos casos, sendo um grande desafio para as cirurgias reconstrutivas.(MENDES, 2010).

Após intervenção cirúrgica para reparo nervoso, durante a fase de recuperação de sensibilidade da mão, muitos procedimentos têm sido testados, incluindo fisioterapias e terapias ocupacionais. Todas as tentativas buscam introduzir estratégias de reeducação sensorial que auxiliem o indivíduo a reinterpretar os estímulos sensoriais alterados da mão lesionada.

Uma das soluções existentes que auxiliam as sessões de atividades de recuperação são as SGS (Sensor Glove System), desenvolvidas por (LUNDBORG; ROSÉN; LINDBERG, 1999), também chamadas de sistemas de luvas com sensores. Estes dispositivos utilizam o princípio de integração sensorial, no qual um influxo sensorial alternativo é constituído pelo uso de sentidos de substituição. Neste caso, é usada a audição como substituto da sensibilidade. Seu princípio de funcionamento será explicado durante a revisão bibliográfica.

Sendo assim, é possível perceber que a utilização de instrumentos que fazem uso do princípio de integração sensorial, mais especificamente da interação cortical entre estímulos táticos e auditivos (SGS), é extremamente benéfica para a otimização das estratégias de reeducação sensorial. Por meio de um estímulo sonoro, o paciente é capaz de assimilar textura, pressão e outras características do material, obtendo resultados positivos quando aplicados em tratamentos de reparo nervoso.(LUNDBORG; ROSÉN, 2007)

Diante dos fatos apresentados, é perceptível a importância da engenharia de reabilitação, que busca constantemente novas soluções para melhorar a qualidade dos tratamentos já existentes, criando novas ferramentas e tecnologias assistivas.

## 1.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo apresentar um estudo sobre o desenvolvimento de projetos de engenharia voltados para a reabilitação da sensibilidade da mão, com ênfase no entendimento das etapas e requisitos necessários para a proposição de soluções tecnológicas. Pretende-se explorar o processo de desenvolvimento de tecnologias assistivas destinadas a indivíduos com deficiência sensorial nas mãos, destacando os desafios, metodologias e fundamentos que orientam esses projetos.

Para alcançar tal objetivo, será realizada uma revisão teórica abrangente sobre a biomecânica da mão e os mecanismos neurológicos que regem a sensibilidade tátil, além das implicações decorrentes de lesões que comprometem essas funções. O trabalho também busca identificar e analisar os métodos e tecnologias existentes, avaliando sua aplicação e eficácia no processo de reeducação sensorial em pessoas que sofreram lesões nervosas ou traumas.

Finalmente, o estudo culminará na proposição de um modelo de solução baseado no SGS, simplificado e fabricado com materiais de maior acessibilidade, com o propósito de oferecer uma alternativa viável e servir como base para futuras pesquisas e desenvolvimento de tecnologias na área de reabilitação sensorial.

## 1.2 Objetivo Específico

Desenvolvimento de projeto de luva sensorial baseado no SGS que suprirá a falta ou a baixa sensibilidade tátil por meio de estímulos visuais.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Engenharia Biomédica

A engenharia biomédica surgiu como uma forma de unir dois campos do conhecimento humano: a medicina e a engenharia. Seu principal foco é auxiliar no enfrentamento de doenças e enfermidades, oferecendo ferramentas tecnológicas que aprimoram a área da saúde. Trata-se de uma área ampla e interdisciplinar, que engloba a aplicação de princípios de diversas engenharias, com o intuito de compreender, de modificar e de controlar sistemas biológicos, oferecendo soluções inovadoras para desafios médicos e clínicos.

Dentro desse campo, existem diversas atividades que podem ser desempenhadas por engenheiros biomédicos ou outros profissionais da área, que serão listadas a seguir (BRONZINO, 2005).

- Biomecânica;
- Órteses e próteses;
- Imagens médicas;
- Biomateriais;
- Engenharia de tecido;
- Engenharia neural;
- Instrumentação biomédica;
- Bionanotecnologia;
- Modelo fisiológico;
- Engenharia de reabilitação;
- Informática biomédica;
- Engenharia clínica;
- Biosensores;
- Análise biológica e médica;

Em seu sentido mais amplo, a engenharia biomédica envolve o treinamento essencialmente de três tipos de profissionais:

- **Engenheiro clínico em assistência médica:** é caracterizado pelo foco na resolução de problemas. O profissional precisa entender a situação biológica e aplicar seus conhecimentos técnicos para propor soluções eficazes, trabalhando em colaboração com cientistas da área da saúde, garantindo que a comunicação entre ambos seja clara.
- **Engenheiro de design biomédico para a indústria:** identifica e define os problemas a serem resolvidos, propondo soluções conceituais que, posteriormente, são desenvolvidas como produtos. O produto desenvolvido deve passar por uma série de validações, com o propósito de ser inserido no mercado.
- **Cientista pesquisador:** é mais encontrado em instituições acadêmicas e laboratórios de pesquisa industrial. Seu objetivo é utilizar conceitos de engenharia para investigar e estudar processos biológicos. Eles empregam modelos físicos ou matemáticos para entender características complexas dos sistemas biológicos. Essa abordagem ajuda no desenvolvimento de experimentos que podem ser aplicados no sistema biológico real.

O campo da engenharia biomédica busca fornecer serviços de saúde de alta qualidade a um custo razoável. Se direcionados adequadamente para a solução de problemas relacionados a abordagens médicas preventivas, serviços de atendimento ambulatorial e similares, os engenheiros biomédicos podem fornecer as ferramentas e técnicas para tornar nosso sistema de saúde mais eficaz e eficiente.

## 2.2 Engenharia de Reabilitação

De forma mais específica, o presente trabalho traz atividades voltadas para a engenharia de reabilitação na perspectiva de engenheiros elétricos e mecatrônicos, no entanto, devido à natureza interdisciplinar dessa atividade, há considerável interação e sobreposição de outras áreas.

Nas palavras de James Reswick (RESWICK, 1980) , “engenharia de reabilitação é a aplicação da ciência e da tecnologia para auxiliar os indivíduos com deficiências”. Esse campo tem como produto as tecnologias assistivas, as quais são desenvolvidas com o propósito de aumentar ou de melhorar as capacidades funcionais de indivíduos com deficiências. Dentro dessas tecnologias há uma diversidade de produtos:

- **Tecnologia de reabilitação:** é o segmento de tecnologia assistiva que é voltada para o desenvolvimento de soluções para reabilitar um indivíduo de seu conjunto atual de limitações devido a alguma condição incapacitante, permanente ou não.
- **Órteses e próteses:** em um sentido tradicional, órteses são dispositivos que aumentam a função de uma extremidade, enquanto próteses substituem uma parte do corpo tanto estrutural quanto funcionalmente. Atualmente, esses termos são usados de forma mais ampla para englobar todos os dispositivos que oferecem algum tipo de substituição funcional.

## 2.3 Desenvolvimento de tecnologia assistiva

O desenvolvimento de soluções tecnológicas para aliviar os desafios associados a condições incapacitantes exige a integração de conhecimentos e técnicas provenientes de diferentes disciplinas. Para ter sucesso, as necessidades, preferências, habilidades, limitações e até mesmo o ambiente do usuário devem ser cuidadosamente considerados. Dessa forma, o processo de criação de tecnologias assistivas deve seguir etapas específicas (SZETO, 2005), as quais serão detalhadas a seguir, a fim de assegurar um resultado eficaz e adaptado às condições e expectativas do usuário.

### 2.3.1 Análise

Antes de desenvolver qualquer solução significativa, é fundamental realizar uma investigação completa do problema. Essa etapa inclui o levantamento de questões essenciais que ajudarão a definir o escopo do projeto. Ao término da análise do problema, deve-se elaborar uma lista clara de características operacionais ou especificações de desempenho que a solução deve atender, que venha a servir como um guia para escolher a melhor solução durante fases posteriores do processo de design.

### 2.3.2 Síntese

A síntese de processo de design é uma atividade criativa que é guiada por princípios de engenharia, a qual é contituída por esboços e por descrições técnicas de cada possível solução de teste que foi considerada para resolver o problema proposto.

### 2.3.3 Avaliação

Uma avaliação deve ser aplicada nas soluções com mais chances de sucesso. Isso deve ser feito por meio de mockups, simulações de computador e/ou desenhos mecânicos detalhados. Além disso, é importante que o usuário final e outras partes interessadas no problema e na solução devem ser consultados. É recomendado realizar uma comparação entre as soluções avaliadas a fim de classificar o quanto bem cada solução atende ou excede as especificações de desempenho e características operacionais.

### 2.3.4 Decisão

Para tomar a decisão da melhor solução para o problema proposto, usá-se como base a comparação feita anteriormente. Caso uma solução se mostrar superior diante das demais, deve dar seguimento a ela. No entanto, quando mais de uma solução parecer igualmente satisfatória, a decisão final deve ser tomada com base na preferência do usuário ou em algum fator que seja difícil de prever.

### 2.3.5 Implementação.

Após ter feito a escolha da melhor solução, ocorre a implementação da mesma. Para isso é feito o projeto e fabricado o protótipo. Teste de validação de conceito podem então ser realizados, para que haja os ajustes necessário e por fim o projeto final pronto.

## 2.4 Processamento de informação

Uma maneira de ver um ser humano é como um receptor, processador e respondedor de informações (SZETO, 2005). O ser humano percebe o ambiente em que se encontra por meio dos sentidos, pode-se interpretá-los como sensores. Para responder e manipular esse ambiente é necessário que se faça uso de efetuadores, no caso do ser humano são os nervos, os músculos e as articulações. No meio do caminho entre a entrada dos sensores e a saída dos atuadores, há o processamento central constituído pela percepção, cognição e controle de movimento.

- **Percepção:** Percepção é a maneira pela qual o ser humano interpreta os dados sensoriais recebidos. O processo de percepção envolve os circuitos neurais, os quais estão presentes no sistema nervoso periférico, além de fatores psicológicos centrais, como a memória de experiências sensoriais prévias.
- **Cognição:** Cognição é a fundação da resolução de problemas, da tomada de decisões e da formação da linguagem.
- **Controle de movimento** Após as funções de processamento anteriores gerarem seus resultados, esses formam um padrão motor que é executado pelos efetuadores. O impacto produzido no ambiente é detectado pelos sensores, fornecendo uma realimentação entre o humano e o ambiente.

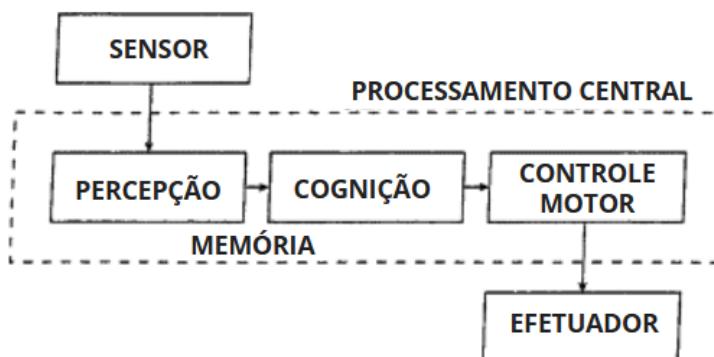


Figura 1 – Modelo de processamento de informações do operador humano

Adaptado de (SZETO, 2005)

Quando há um problema na entrada sensorial da cadeia de processamento, causando um déficit sensorial, é possível utilizar outros sensores ainda em bom funcionamento como base

para um dispositivo de assistência, a fim de contornar a disfunção. No entanto, vale destacar que a tecnologia atual ainda encontra dificuldade quando a disfunção ocorre nos centros de processamento de informações.

## 2.5 Representação Cortical da Mão

O sistema somatossensorial transmite ao sistema nervoso central estímulos de receptores distribuídos pela pele, músculos, articulações e órgãos internos. Estes estímulos incluem sensações como toque, pressão, posição, vibração, contração muscular, alongamento, frio, calor e dor.

O córtex somatossensorial primário (S1) fica no giro pós-central e é subdividido pelas áreas de Brodmann (BA) 1, 2, 3a e 3b. As áreas BA-3a e BA-3b têm funções distintas: BA-3a serve como área de terminação para dor e aferentes proprioceptivos, enquanto BA-3b processa entradas sensoriais de toque, mecanorreceptor e temperatura, sendo esta última a região de representação da mão e dos dedos (ERZURUMLU; SENGUL; ULUPINAR, 2024). A organização topográfica dessa região é influenciada por projetos genéticos e informações sensoriais periféricas (GROVE; FUKUCHI-SHIMOGORI, 2003). Logo, permanece de forma invariante espacialmente entre indivíduos saudáveis.

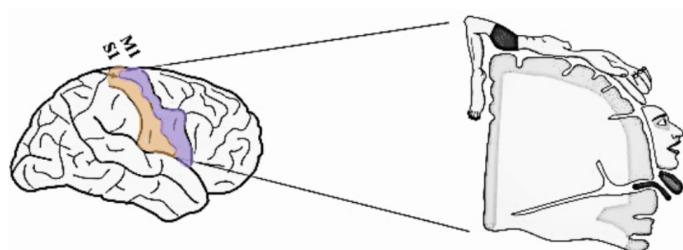


Figura 2 – Organização somatotópica no córtex somatossensorial primário. Esquerda: O córtex somatossensorial primário (S1; laranja) e o córtex motor primário (M1; lilás). Direita: Uma ilustração do homúnculo somatossensorial.  
Fonte: adaptado de “The Homunculus Mapper”; Max Planck Florida Institute of Neuroscience

O tamanho da representação de cada parte do corpo é referente à densidade de receptores táticos cutâneos dentro dessa parte do corpo (KIKKERT *et al.*, 2024a). Note como a representação da mão toma grande parte do mapa somatotópico e exibe um detalhamento da palma e dos dedos, indicação alta densidade de receptores táticos cutâneos.

Pesquisas mostram que os dedos usados com mais frequência juntos na vida diária aumentam a sobreposição entre suas representações em S1 como também no córtex motor primário (M1) (EJAZ; HAMADA; DIEDRICHSEN, 2015). Isso sugere que a organização topográfica em S1 não é apenas resultante de fatores anatômicos inerentes, mas também é efeito do uso na vida diária e pela modulação da entrada sensorial no mapa corporal. As representações em S1 são formadas por um equilíbrio entre a seletividade representacional para partes específicas do corpo e a sobreposição representacional entre representações relacionadas.

## 2.6 Plasticidade Cerebral

A ideia de que o córtex cerebral é dinamicamente organizado foi proposta em 1912. Quando Brown e Sherrington estimularam o córtex motor de chimpanzés, descobriram que “um ponto que começou produzindo extensão primária pode vir a produzir flexão primária na última parte da série de estimulação” (BROWN; SHERRINGTON, 1912). Conhecida por plasticidade neural, essa capacidade pode ser definida como a habilidade do sistema nervoso central (SNC) de se adaptar em resposta a mudanças no ambiente ou lesões.

Essa reorganização pode envolver ajustes nas estratégias cognitivas gerais, recrutamento de novas ou diferentes redes neurais ou mudanças na força das conexões e das áreas cerebrais específicas responsáveis por realizar tarefas como movimento, linguagem, visão e audição (SHARMA; CLASSEN; COHEN, 2013).

Após uma lesão cerebral, a compensação comportamental é frequentemente observada. A função perdida pode ser auxiliada ou até substituída pela musculatura não afetada, ou menos afetada, no mesmo lado ou no lado oposto do corpo. Embora esse mecanismo de recuperação não represente uma recuperação verdadeira, ele permite que os indivíduos mantenham algum nível de função. Estudos de imagem funcional em sobreviventes de AVC humanos, bem como investigações neurofisiológicas em modelos animais de lesão isquêmica, sugerem que as áreas motoras poupadadas participam do processo de recuperação (NUDO; MCNEAL, 2013).

A recuperação pode ser considerado um processo de reintegração e reaprendizagem de funções perdidas, assim como adaptação e compensação de funções residuais poupadadas. Desse modo, os mecanismos neurofisiológicos que dão suporte ao aprendizado no córtex intacto intermediam o reaprendizado motor e a adaptação no cérebro lesionado. Evidências acumuladas ao longo de mais de um século validam o papel da plasticidade neural na recuperação funcional, tanto espontânea quanto direcionada.

O papel da reorganização cerebral no processo de recuperação funcional é atestada em

estudos que usaram gravações de microeletrodos em primatas não humanos, (MERZENICH *et al.*, 1984) e demonstraram que, após a amputação de um dedo, as áreas corticais correspondentes àquele dedo são invadidas por representações de dedos adjacentes em um período de 2 a 6 meses. Em complemento, (PONS *et al.*, 1991) demonstraram que após a perda de entrada sensorial de longo prazo de toda a mão e braço, 12 anos após a amputação do membro superior em macacos adultos, a área da mão ausente em S1 respondeu ao toque na parte inferior do rosto do macaco, observando-se uma reorganização ainda maior que a citada anteriormente. Adicionalmente, o treinamento em primatas para distinguir frequências de estímulos táteis em um dedo (RECANZONE *et al.*, 1992), resultou na ampliação da representação S1 da área treinada. Com isso, se a ampliação aferente de entradas estiver associada ao aumento da funcionalidade, então a expansão da representação da parte poupança resulta em ganhos táteis (plasticidade adaptativa).

Apesar dessa abundância de evidências para reorganização cortical, muitas questões permanecem sobre os limites e as capacidades dessa adaptação. Os processos fisiológicos que impulsionam o remapeamento pela privação ainda não totalmente compreendidos (KIKKERT *et al.*, 2024b). Embora a plasticidade em nível sináptico seja bem documentada, o remapeamento cortical depende de processos complexos que envolvem vastas áreas do córtex.

A recuperação sensorial pode ser prejudicada por fatores como a ausência prolongada de estímulos, levando à atrofia de vias sensoriais, e pela rigidez ou contraturas musculares, que limitam a geração de estímulos sensoriais adequados. O momento de início da reabilitação também é crucial, pois atrasos podem comprometer a capacidade de reorganização neural. Assim, é fundamental adotar uma abordagem multifacetada e personalizada para maximizar o potencial de recuperação sensorial, considerando os múltiplos fatores envolvidos na plasticidade neural e na reabilitação.

## 2.7 Reeducação sensorial da mão

As quatro modalidades principais de sensibilidade somática são: tato, propriocepção, dor e sensibilidade à temperatura. Além disso, há uma hierarquia das funções táteis. O primeiro nível é a detecção do toque, seguido pela discriminação do toque ou gnose tático básica, que abrange a localização e a identificação do toque. Por fim o último nível é a identificação de objetos, formas e texturas com toque ativo, e é denominado gnose tático refinada. Esse termo "gnose tático", introduzido por (MOBERG, 1958), refere-se ao aspecto específico de funcionalidade sensorial, representando o jogo interno entre a função periférica do nervo e a interpretação do cérebro.

Para restaurar ou melhorar a percepção tática e a função motora fina em pacientes com perdas sensoriais, programas de reeducação sensorial da mão são usados, uma vez que são intervenções que utilizam técnicas que estimulam as vias sensoriais e promovem a reorganização neural, buscando a recuperação sensorial e controle motor.

A reeducação sensorial é influenciada por diversos fatores. A idade do paciente é um deles, sendo menores as chances de adaptação em idades avançadas devido à redução da capacidade do córtex de se adaptar a novos padrões de impulsos aferentes apresentados por axônios direcionados de forma incorreta. Fora a idade, outro fator é o tempo de correção; quanto mais cedo o reparo da lesão, minimizando o atraso, melhor será a resposta e menor a probabilidade de ocorrer morte celular pós-operatória. Também, o tipo de nervo afetado desempenha um papel, pois lesões em nervos motores puros apresentam menor risco de incompatibilidades entre axônios motores e sensoriais. O nível e tipo da lesão completam o quadro, influenciando diretamente o processo e o resultado da reabilitação.

Após uma lesão nervosa onde a entrada sensorial é afetada, o córtex somatossensorial do cérebro passa por uma reorganização imediata e as áreas adjacentes do córtex começam a invadir a área afetada, conforme discutido na sessão anterior sobre plasticidade cerebral. Durante a Fase 1, logo após a lesão, não há entrada sensorial proveniente da área afetada, resultando em perda total de sensibilidade na região. Mesmo após intervenções cirúrgicas avançadas, os axônios regenerados frequentemente não se conectam com suas áreas-alvo originais na pele. Essa imprecisão leva a mudanças no mapa cortical, caracterizando a Fase 2, quando a sensibilidade começa a retornar, geralmente entre 3 e 4 meses após a lesão. Durante essa fase, o cérebro deve reaprender a interpretar as entradas sensoriais da mão reinervada, agora reorganizadas de forma distorcida e sobreposta. Cada fase requer uma abordagem de tratamento específica e é incentivado que a reeducação sensorial deve começar imediatamente após o reparo do nervo a fim de preservar a representação cortical da mão.

Ademais, foram introduzidos por (PARRY; SALTER, 1976) o conceito de reeducação sensorial e sua primeira aplicação prática, e, desde então, estratégias variadas foram desenvolvidas para atender pacientes com diferentes necessidades. Baseando-se na visão para guiar o tato e funções corticais superiores, como a atenção e a memória, o paciente aprende a codificar novos estímulos aferentes, adaptando-se à entrada sensorial distorcida durante sessões diárias curtas e repetitivas ao longo de semanas ou meses. Por meio do toque em objetos familiares, novos códigos sensoriais e motores são apresentados ao cérebro, permitindo uma interação intencional sensório-motora e promovendo o uso funcional da mão.

Programas de exercícios domiciliares, simples e repetitivos de re-aprendizagem sensorial, progressivamente mais complexos, devem ser realizados em casa pelo paciente diariamente, em sessões curtas e frequentes. Atualmente, o recomendado é que se agende com o fisioterapeuta semanalmente para fornecer orientação, ajustar o treinamento e reforçar o uso consciente da mão em atividades cotidianas.

Em suma, a reabilitação após uma lesão nervosa é um processo longo e individualizado que pode levar anos. A complexidade da lesão, associada à variabilidade de fatores envolvidos, exige paciência e comprometimento do paciente para alcançar a recuperação funcional ideal.

## 2.8 Biomecânica da mão

A biomecânica combina engenharia e ciências da vida aplicando princípios da mecânica clássica ao estudo de sistemas vivos. Sendo assim, é importante ter a compreensão anatômica da mão, com ênfase nos dedos (principal responsável por realizar os movimentos a serem analizados nesse trabalho), para conseguirmos entender os movimentos que a mão pode oferecer.

### 2.8.1 Anatomia e funcionalidade dos dedos

Os dedos indicador, médio, anular e mínimo têm 3 articulações com quatro graus de liberdade: metacarpofalângica (MCP) com um grau de liberdade flexão/extensão e um grau de liberdade abdução/adução, interfalângica proximal (PIP) e interfalângica distal (DIP) com um grau de liberdade flexão/extensão cada. Mesmo que DIP e PIP sejam fisicamente independentes, eles são anatomicamente acoplados um ao outro, então eles se movem juntos. A maioria das atividades diárias requerem apenas flexão/extensão, enquanto abdução/adução ajusta a postura da mão. Da mesma forma, o polegar tem 3 articulações com quatro graus de liberdade: carpometacarpal (CMC) com um grau de liberdade flexão/extensão e um grau de liberdade abdução/adução, MCP e Interfalângica (IP) com um grau de liberdade flexão/extensão cada.

### 2.8.2 Divisão dos movimentos da mão

A mão humana possui uma vasta gama de movimentos possíveis, tornando difícil classificá-los considerando todos os detalhes envolvidos em uma ação. Para facilitar essa descrição, uma divisão genérica foi criada, agrupando os movimentos em dois grandes tipos:

- **Ação Prensil:** Refere-se ao movimento em que o objeto é apreendido e segurado, total ou parcialmente. Exemplos incluem o movimento de pinçar e de agarrar.
- **Ação Não Prensil:** Nessa ação, o objeto não é segurado diretamente, mas interage com a superfície da mão, seja com a palma ou com os dedos. Exemplos incluem apoiar ou realizar um movimento de contato.

Neste trabalho, o foco será um estudo mais detalhado dos movimentos do tipo prensil.

### 2.8.3 Taxonomia da movimentação prensil

De acordo com (LIU *et al.*, 2021), a classificação dos 52 tipos de movimentos prensil exige a consideração de alguns critérios importantes:

- Motivo da ação;
  - Força;

- Precisão.
- Posicionamento do polegar:
  - Abdução;
  - Adução.
- Dedos Virtuais (VF): Refere-se a uma representação abstrata de um conjunto de dedos e superfícies da mão, aplicando uma força opositora. Dedos reais se agrupam para formar um VF, o qual aplica força ou torque, com a intenção de se opor a outros VFs ou torques específicos da tarefa.
- Oposição (Opposition): Refere-se à força gerada pela oposição entre dois VFs, criando uma pegada estável. Existem três tipos de oposição, classificadas de acordo com a direção da força em relação à palma:
  - **Palma (Palm)**: Força aplicada perpendicular à palma da mão;
  - **Polpa (Pad)**: Força aplicada paralelamente à mão;
  - **Lateral (Side)**: Força aplicada transversalmente à palma.
- **Within hand**: durante a manipulação do objeto na mão, os dedos se movem de acordo com os eixos da mão.

Observe a Figura 3 com a divisão dos movimentos.

## 2.9 Sensoring Glove System

O sistema de luvas sensoriais, desenvolvido por (LUNDBORG; ROSÉN; LINDBERG, 1999), baseia-se no princípio da substituição sensorial. Esse princípio é amplamente conhecido entre pessoas com deficiências; por exemplo, pessoas cegas usam a sensibilidade dos dedos para ler em Braille, e o sistema Optacon utiliza uma câmera aplicada à mão direita para traduzir entradas visuais em uma exibição vibrotátil, em contato com o dedo indicador esquerdo, entre outros exemplos existentes.

No estudo em questão, (LUNDBORG; ROSÉN; LINDBERG, 1999) exploraram a capacidade de uma pessoa de reconhecer a qualidade e o caráter dos objetos sem usar a visão, conhecida como gnose tátil. Assim, o objetivo do estudo foi utilizar estímulos vibrotáteis, ampliados por microfones instalados nas pontas dos dedos de mãos sem sensibilidade e em próteses, para gerar sinais acústicos que pudessem substituir a sensibilidade perdida. Microfones em miniatura foram posicionados no lado dorsal distal dos dedos para captar e amplificar o som de fricção produzido pelo toque em diferentes superfícies. Durante o estudo, foi possível verificar que o movimento sobre várias texturas criava estímulos acústicos específicos, permitindo ao usuário reconhecer e identificar a superfície sem a necessidade de visão. Além disso, o processamento dos sinais

Motivo da ação Opositor	Força						Precisão										
	Palma		Polpa				Polpa				Lateral						
	Dedos Virtuais	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2-5	2-3	3	2	3-4	2
Within hand manipulation	-	-	-	-	-	-	-	ΔZ θX	-	-	-	θX θZ	ΔY	-	θY ΔY	-	-
Polegar Abd.																	
Polegar Ad.																	

Figura 3 – Taxonomia dos movimentos preensil da mão

Adaptado de (LIU *et al.*, 2021)

em um sistema de ampliação estereoscópica possibilitou a resolução espacial, permitindo a identificação individual dos dedos.

Posteriormente, novos estudos apontaram a eficácia do uso das luvas para a melhora da gnosia ttil, quando utilizada logo após a cirurgia de reparo de lesões de nervo periférico(LUNDBORG; ROSÉN, 2007). Além dos benefícios para a reabilitação sensorial ttil nas mão, a pesquisa ainda mostrou que o uso da luva não necessitava de longos períodos de treinamento e que em poucos minutos, já era possível verificar resultados expressivos dos pacientes em distinguir diversas texturas sem o uso da visão.



### 3 DESENVOLVIMENTO

Como discutido em sessões anteriores, o SGS utiliza o princípio da substituição sensorial para oferecer uma solução inovadora a pacientes que apresentam alterações na sensibilidade das mãos. Por meio desse sistema, a percepção tátil é substituída pelo sentido auditivo, permitindo que o usuário perceba e diferencie com precisão o ambiente ao seu redor, mesmo com limitações na sensibilidade tátil.

Esse recurso é viabilizado através de uma luva especializada, que interpreta e converte estímulos tátteis em sinais auditivos, transmitidos diretamente ao usuário. Assim, é possível distinguir diferentes texturas, reconhecer a sensação de toque e até mesmo perceber variações de pressão, transformando-as em estímulos auditivos facilmente comprehensíveis.

Baseado no princípio da substituição sensorial é no SGS, o presente projeto propõe o desenvolvimento de uma luva equipada com sensores de pressão, conhecidos como sensores FSR (Force Sensitive Resistors). O objetivo principal dessa luva é fornecer aos pacientes um retorno visual sobre os níveis de força e pressão aplicados ao realizar determinados movimentos. Dessa forma, espera-se que os usuários possam monitorar a intensidade de suas ações, promovendo um maior controle e entendimento dos próprios movimentos, especialmente útil para aqueles com sensibilidade tátil reduzida.

A proposta inicial do projeto é utilizar materiais simples e acessíveis, possibilitando uma análise inicial da viabilidade do dispositivo. Essa abordagem permite um estudo preliminar focado na eficácia da luva e nos benefícios que ela pode oferecer ao usuário.

#### 3.1 Movimentos das Mãoos

Como apresentado, o estudo realizado por (LIU *et al.*, 2021) classificou um total de 52 tipos distintos de ações preensíveis. Considerando todas as características e melhorias feitas no SGS até o presente momento, todos esses movimentos, incluindo as ações não preensíveis, poderiam ser adequadamente abrangidos. No entanto, neste projeto, optou-se por utilizar exclusivamente sensores de pressão FSR, o que levou à seleção de apenas três tipos de movimentos manuais:

- **Pinça:** dedo indicador e polegar;
- **Dígito-palmar:** dedo indicador, médio, anelar e mínimo contra a palma
- **Garra-palmar:** Todos os dedos forçando contra a palma



(a) Pinça

(b) Dígito Palmar

(c) Garra Palmar

Figura 4 – Movimentos da mão

Fonte: Autoria própria

### 3.2 Lista de Materiais

#### 3.2.1 Sensor de Força

Para a execução da luva, foi escolhido o FSR 402, por ser um sensor de baixo custo, capaz de captar amplos níveis de pressão. Por ter um tamanho reduzido, ser leve e de fácil manipulação, o FSR 402 é um ótimo sensor para realizar testes iniciais para avaliar a viabilidade do projeto. Para execuções futuras, é possível utilizar outros tipos de sensores de força, entre eles o transdutor P-876 DuraAct Patch da Piezo Technology ou o sensor capacitivo CAP1203 da Microship technology.



Figura 5 – Sensor FSR

Fonte: Datasheet FSR 402

#### 3.2.2 Arduino UNO R3

Para o microprocessador da luva, será utilizado o Arduino Uno R3, uma plataforma conhecida por sua versatilidade, facilidade de uso e ampla documentação, tornando-se ideal para prototipagem e desenvolvimento inicial. O dispositivo oferece entradas e saídas digitais e analógicas em número suficiente para suportar os cinco sensores FSR planejados na fase inicial do projeto. Essa escolha permite um desenvolvimento prático e funcional, aproveitando a

compatibilidade do Arduino Uno R3 com diversos componentes e seu custo acessível, facilitando futuras expansões.

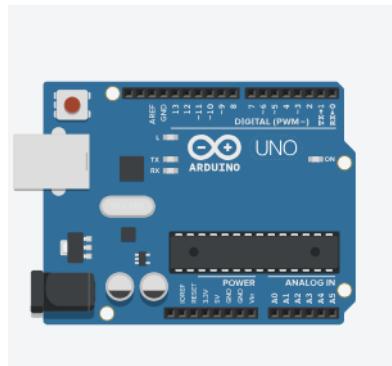


Figura 6 – Arduino UNO R3

Fonte: Autoria própria

### 3.2.3 Multiplexador

O multiplexador irá expandir o número de entradas disponíveis no Arduino Uno R3, permitindo que vários sensores FSR sejam conectados ao microcontrolador sem ultrapassar seu limite de pinos. Ele atuará como um comutador eletrônico, direcionando as leituras de vários sensores para uma única entrada analógica do Arduino de forma sequencial. Seu uso possibilita a expansão do número de sensores utilizados ao longo da mão, coletando mais informações para ter melhores interpretações do movimento.

### 3.2.4 Conversor Analógico Digital

Para interpretar as informações de cada sensor, é essencial um conversor Analógico/Digital (A/D). Sabendo que o processador da placa Arduino UNO R3 é o ATmega328p, o conversor Analógico/Digital utilizado para a primeira etapa será o presente dentro do microcontrolador, que possui as seguintes características:

- 10 bits de resolução (1024 pontos);
- 6 canais de entrada multiplexados;
- Faixa de entrada de 0 a  $V_{cc}$
- Modo de conversão simples ou contínua.
- Clock: 50 a 1000KHz
- Precisão absoluta: 2 a 4 bits

### 3.2.5 Indicação visual

Para indicar visualmente o nível de força, serão utilizados LEDs que acendem ou apagam conforme o nível de pressão atingido durante o movimento. Essa sinalização permite ao usuário monitorar facilmente a intensidade da força aplicada em tempo real.



Figura 7 – LED Vermelho

Fonte: <https://www.eletrogate.com/led-difuso-5mm-vermelho>

### 3.2.6 Fluxograma

Sendo assim, a sequência que será feita a partir dos materiais listados anteriormente podem ser organizados da seguinte maneira:

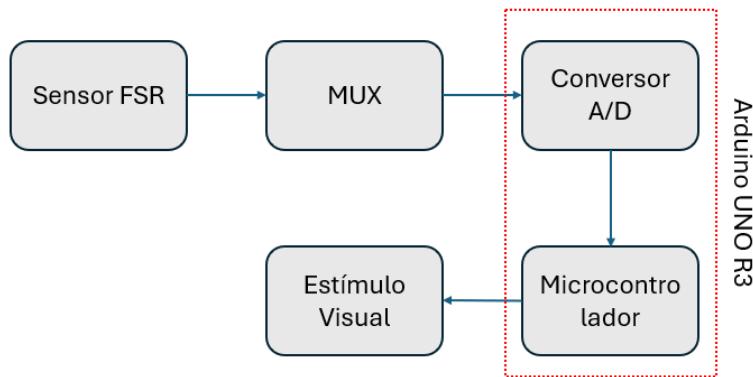


Figura 8 – Fluxograma de informação

Fonte: Autoria própria

## 3.3 Simulação Inicial

Para a primeira simulação, foram utilizados cinco sensores FSR, posicionados nas pontas de cada dedo. Como o Arduino Uno R3 possui seis entradas analógicas (A0 a A5), não foi necessário o uso de um multiplexador para este teste inicial.

A simulação será realizada no Tinkercad, uma plataforma gratuita e intuitiva que oferece todos os componentes necessários para o projeto e permite visualizar a resposta de pressão sobre os FSR de forma prática.

### 3.3.1 Definição de classificações

O SGS utiliza uma variedade de sons para representar diferentes tipos de texturas e superfícies que estão sendo tocadas, permitindo que as pessoas compreendam o que estão tocando e os movimentos necessários a serem realizados.

Sendo assim, para uma primeira simulação, será utilizada apenas dois níveis, alto ou baixo, que serão sinalizados pelos LEDs. Considerando um FSR de 10N e que o nível alto será a partir de 5N.

### 3.3.2 Materiais da simulação

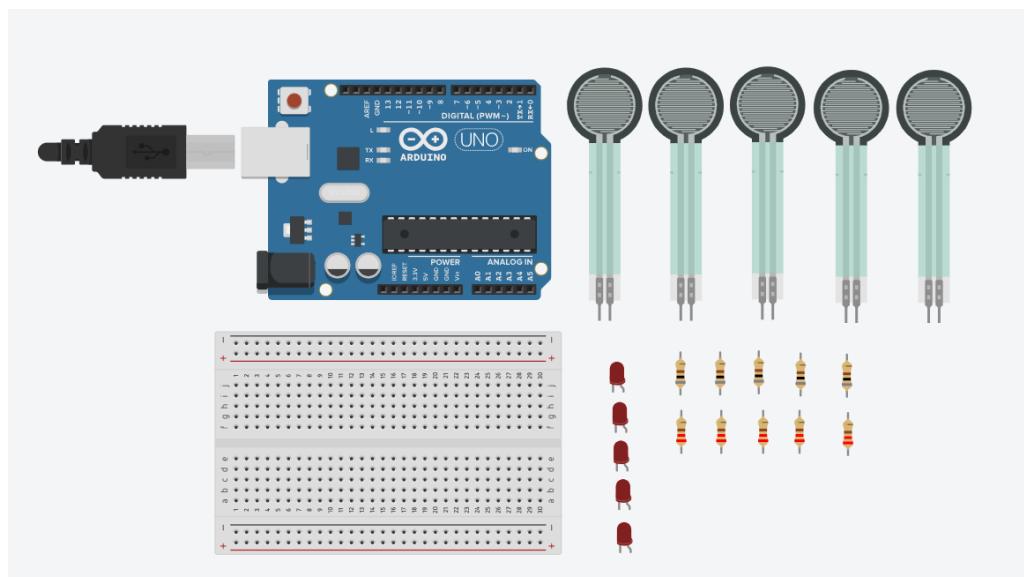


Figura 9 – Materiais utilizados na primeira simulação

Fonte: Autoria própria

- 5 FSRs
- Arduino UNO R3
- Protoboard
- 5 LEDs vermelhos
- 5 Resistências de  $220\ \Omega$
- 5 Resistências de  $800\ \Omega$

### 3.3.3 Código

O Software de simulação Tinkercad possui um sistema de programação em blocos baseado na linguagem de programação *C ++*. O código produzido na simulação pode ser visto no apêndice A

## 3.4 Histerese

Apesar da simulação ser um bom ponto inicial para entender como será o funcionamento do sistema, alguns aspectos não são possíveis de se obter através da simulação virtual, como por exemplo a histerese.

A histerese é um fenômeno no qual o valor de resistência que o FSR irá apresentar não depende apenas da força que será imprimida no momento da ação, mas também dos históricos de força aplicadas anteriormente.

Para determinar a curva de histerese de um FSR , é necessário realizar testes controlados. O procedimento envolve aplicar uma força crescente ao sensor, registrando os valores de resistência , e em seguida reduzir gradativamente a força, também anotando as medições. A comparação entre as curvas de subida e descida serão tabeladas para assim conseguir obter uma curva de histerese. Com base na curva obtida, é possível escolher um novo resistor para o divisor de tensão para tornar a tensão de saída o mais linear possível.

### 3.4.1 Materiais utilizados

Para a realização do teste para obtenção da curva, são necessários os seguintes materiais:

- Sensor FSR 402;
- 2 multímetros;
- 1 resistor ( $R_{Load}$ );
- Protoboard;
- Dinamômetro

### 3.4.2 Procedimentos

Inicialmente, é necessário realizar a escolha de  $R_{Load}$  que será utilizado para montar o divisor de tensão com o Sensor FSR 402. Para isso, foi observado os dados fornecidos pelo fabricante no datasheet. Segundo o documento, o valor de  $10k\Omega$  é um bom valor para se iniciar, visto ter um bom balanço para valores de baixa e alta pressão. Veja a tabela abaixo:

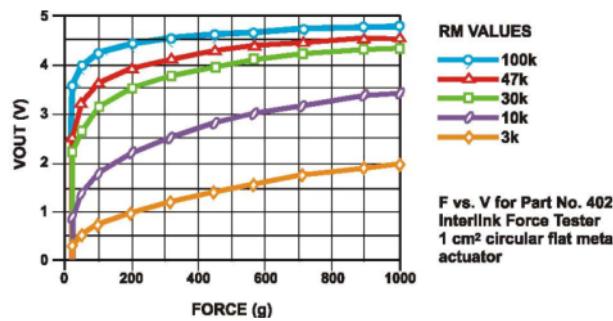


Figura 10 – Curva de Pressão X Tensão de Saída do sensor FSR 402

Fonte: Datasheet FSR 402

Com o valor da resistência definida, basta montar o circuito na protoboard, no qual o multímetro 1 será empregado diretamente no sensor FSR, para obter os valores de resistência, e o multímetro 2 será alocado em  $R_{Load}$ , tornando-o uma fonte de tensão de 5V e verificando simultaneamente o valor da tensão no divisor de tensão.

Por fim, o dinamômetro será posicionado para imprimir uma força controlada no sensor FSR. Os valores devem ser feitos gradualmente (podendo ser uma variação de 2 em 2N) até a pressão máxima desejada. Logo em sequência, realiza-se o mesmo procedimento, porém, decrescendo a força até o valor mínimo. Todos os valores devem ser anotados, tanto as resistências obtidas durante a subida e descida, quanto a tensão de saída do divisor de tensão.

Com base nos valores obtidos, é possível gerar a curva de histerese e verificar a necessidade de alteração no valor de  $R_{Load}$ . Sendo necessário um novo valor para  $R_{Load}$ , reinicia-se o processo com o novo componente e analisa-se novamente o comportamento do sistema.

Vale ressaltar que, apenas por meio da alteração dos valores de  $R_{Load}$ , é muito difícil obter uma linearidade ao longo de todos os valores da curva. Sendo assim, o objetivo é tentar obter apenas uma faixa que tenha uma boa linearidade e que seja suficiente para a utilização na luta. O mesmo procedimento deverá ser realizado para cada um dos sensores utilizados.



## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Conforme estabelecido nos objetivos do atual trabalho, a expectativa foi o desenvolvimento de um projeto de uma tecnologia assistiva para auxiliar a reabilitação de pessoas com baixa sensibilidade da mão, algo que não é trivial, visto que envolve uma série de fatores que devem ser levados em consideração. Nesta seção, discutimos os principais resultados encontrados e analisamos as implicações desses achados no contexto da engenharia de reabilitação.

Iniciamos com a revisão de literatura que revelou que a sensibilidade nas mãos depende de complexos sistemas de inervação e circuitos neurológicos que permitem a percepção de estímulos variados, como pressão, temperatura e textura. Quando ocorre uma lesão nos nervos periféricos ou nas conexões com o sistema nervoso central, a perda de sensibilidade pode ser extensa e duradoura. Estudos apontam que a reorganização do córtex somatossensorial é um processo dinâmico que influencia a forma como o cérebro interpreta os estímulos táteis após uma lesão. Esse fenômeno, denominado plasticidade cortical, sugere que o sistema nervoso é capaz de adaptar-se, em certa medida, a novos estímulos. Além disso, durante a análise das tecnologias assistivas existentes para reabilitação da sensibilidade nas mãos, observou-se que as soluções atualmente disponíveis concentram-se, principalmente, na estimulação tátil, em treinamento de coordenação motora fina e no uso de feedback sensorial com o objetivo de auxiliar o paciente a recuperar a sensação de tato.

A partir dos estudos revisados, foram identificados alguns fatores essenciais que devem ser considerados na concepção de tecnologias para reabilitação sensorial. Entre esses fatores, destacam-se:

- **Usabilidade e Intuitividade:** O usuário pode se sentir desmotivado caso não julgue o dispositivo de difícil manuseio e alta complexidade, principalmente se o usuário não tiver afinidade com equipamentos tecnológicos. Fazendo necessário uma interface intuitiva e fácil de operar.
- **Personalização dos Parâmetros de Treinamento:** A perda de sensibilidade varia de acordo com o tipo e a gravidade da lesão, de modo que tecnologias que permitem ajustes personalizados dos parâmetros de estimulação sensorial são mais eficazes para atender um número maior de usuários.
- **Custo e Acessibilidade:** A viabilidade econômica é um fator crítico para que a tecnologia assistiva possa ser disponibilizada amplamente. Produtos de baixo custo e composto por elementos de fácil acesso atinge populações vulneráveis e em serviços públicos de saúde.

Nesse sentido, foram avaliadas as soluções que existem na atualidade para esse tipo de

problemática, com isso optou-se pelo sentido da visão para a substituição da sensibilidade tátil, por meio da utilização de sensores de pressão SGS.

Após a escolha da tecnologia que seria usada, foi desenvolvido o modelo do projeto, e assim foi implementado em forma de simulação, onde foi verificado que o sistema funcionaria conforme o esperado.

#### 4.1 Simulação

O sistema foi montado conforme a figura 11 na plataforma Tinkercad.

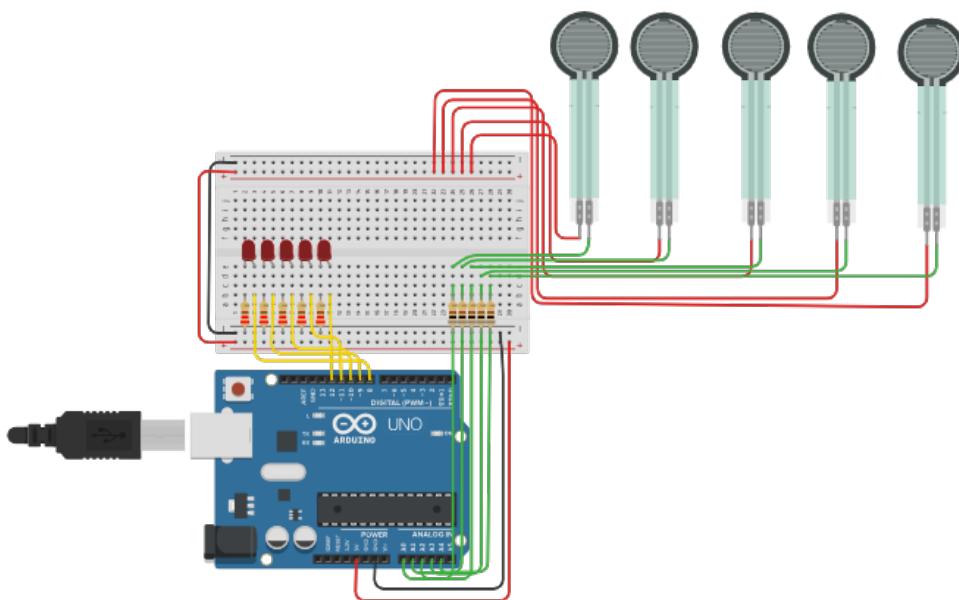


Figura 11 – Configuração do circuito de simulação

Fonte: Autoria própria

Durante a simulação realizada, foi possível prever o comportamento do sistema e foi visto que ao inserir um valor suficiente de pressão em um sensor há um estímulo visual por meio de seu LED correspondente. Em contrapartida, se a pressão for baixa, então não há nenhum estímulo visual realizado pelo LED.

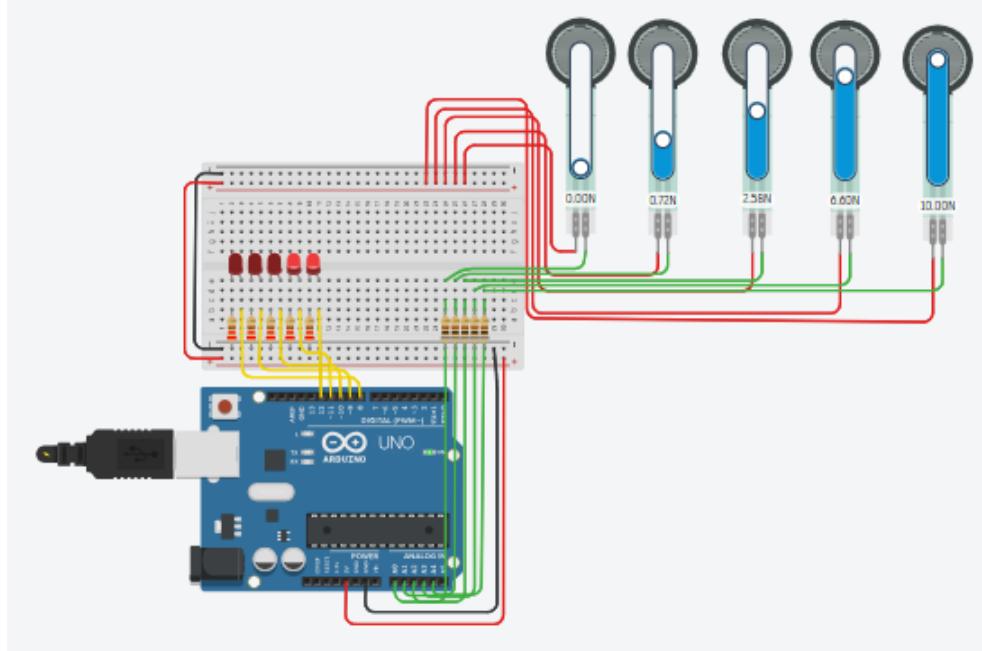


Figura 12 – Simulação de diferentes valores de pressão em cada sensor

Fonte: Autoria própria

Na simulação realizada, observou-se que, na configuração testada, apenas dois LEDs foram ativados. Esses LEDs correspondem aos sensores localizados sobre áreas onde a força aplicada superou o limiar predefinido de 5N. Esse valor foi escolhido como o critério para indicar pressão elevada, e os resultados demonstraram que os LEDs dos sensores foram acionados ao atingir o limiar estabelecido. Esse comportamento confirma a precisão e a consistência do sistema, uma vez que, por se tratar de uma simulação computacional, o limiar de força é exato e invariável em todas as tentativas e para todos os sensores.

Um aspecto relevante identificado nos testes é que cada sensor opera de maneira independente, permitindo a medição individualizada da pressão em cada dedo. Isso é particularmente importante em aplicações que demandam um controle sensorial personalizado, já que diferentes dedos podem apresentar níveis distintos de sensibilidade devido a condições fisiológicas, lesões ou traumas. Portanto, a independência entre os sensores possibilita a calibragem individual, tornando o sistema adaptável às necessidades específicas de cada usuário.

Além disso, essa abordagem personalizada oferece vantagens funcionais significativas. Ao permitir que o sistema registre e processe estímulos de forma individualizada para cada dedo, o usuário pode perceber de forma mais clara a pressão exercida sobre cada um. Essa distinção contribui para um controle mais preciso de forma a intensificar a reeducação sensorial, facilitando tarefas que exijam habilidades manuais refinadas e aumentando a eficácia do processo de reabilitação sensorial.

Outro ponto digno de atenção é que, como o limiar de ativação dos sensores pode ser ajustado, é possível adaptá-lo às diferentes fases de reabilitação ou às condições específicas do

paciente, ampliando sua aplicabilidade. Por exemplo, em casos onde a sensibilidade dos dedos está significativamente reduzida, limiares mais baixos podem ser configurados para proporcionar feedback tátil mesmo em níveis menores de pressão, promovendo a reeducação gradual da percepção sensorial.

Esses resultados mostram que o sistema é promissor tanto para reabilitação quanto para uso cotidiano em indivíduos com baixa sensibilidade na mão. Sua capacidade de fornecer feedback visual em tempo real, aliada à possibilidade de personalização, reforça seu potencial como ferramenta assistiva. No entanto, testes adicionais com materiais físicos, além de ensaios, seriam necessários para validar os resultados observados na simulação computacional e explorar eventuais limitações do sistema em ambientes reais.

## 5 CONCLUSÃO

O presente trabalho demonstrou a relevância e o potencial da engenharia biomédica no desenvolvimento de tecnologias assistivas voltadas para a reabilitação sensorial de indivíduos com baixa sensibilidade nas mãos. Ao integrar conhecimentos de medicina e engenharia, foi possível compreender os mecanismos neurológicos e biomecânicos envolvidos na percepção tátil, além de avaliar as principais tecnologias atualmente disponíveis para essa finalidade.

A proposta de um sistema simplificado e acessível, como a luva equipada com sensores de pressão, foi apresentada como uma solução promissora, capaz de oferecer feedback sensorial em tempo real e adaptar-se às necessidades específicas de cada usuário. Visto que soluções personalizáveis e independentes para cada dedo podem contribuir significativamente para a eficácia do processo de reabilitação, aumentando a autonomia e a qualidade de vida dos usuários.

### 5.1 Principais Problemas

Apesar dos avanços obtidos, este estudo também revelou desafios a serem enfrentados, assim os principais problemas encontrados serão retomados, discutidos para poder apontar possíveis soluções a serem consideradas como continuidade deste trabalho.

- Falta da fabricação do protótipo para testes de validação;
- Componentes simples, limitando o desempenho do sistema;
- Redefinição dos níveis de classificação de força aplicada;
- A resposta visual por LED pode ser uma solução simples inicial, porém, ao tornar o sistema mais detalhada, torna-se mais difícil utilizar apenas o LED como estímulo visual;
- Estudo mais individualizado de cada objeto utilizado para realizar o movimento, visto que haverão certas características, como a textura, que envolvem o processo do movimento.

### 5.2 Próximos passos

Este trabalho constitui a etapa inicial de um projeto que busca o desenvolvimento de tecnologias assistivas inovadoras voltadas à reabilitação sensorial. Os próximos passos envolvem a construção de um protótipo da luva. Essa fase inclui-se a integração dos sensores ao sistema eletrônico e a implementação de algoritmos de calibração, permitindo ajustes finos nos limiares de sensibilidade para atender a diferentes perfis de usuários.

Uma das etapas críticas é a realização de testes para validar o desempenho do dispositivo. Entre esses testes, destaca-se a análise da curva de histerese dos sensores, que permitirá avaliar

a precisão e a consistência do sistema em medir e responder à pressão aplicada. Os resultados dessa análise serão essenciais para entender o comportamento de cada um dos sensores FSR que serão utilizados para a construção da luva.

Além disso, é importante ser feita uma reavaliação dos níveis de classificação da pressão exercida, com o objetivo de ajustar os parâmetros utilizados para categorizar os estímulos táteis. Essa etapa é fundamental para garantir que o dispositivo seja sensível o suficiente para detectar variações sutis de pressão, mas sem comprometer a robustez em condições reais de uso.

Após a validação inicial, é indicado a realização de ensaios clínicos com usuários reais para avaliar a eficácia do sistema, bem como a usabilidade e o conforto do protótipo. Com base no retorno dos usuários, deve-se refinar o design e a funcionalidade do dispositivo, incluindo a possibilidade de expandir o sistema de feedback, atualmente visual, para incluir estímulos táteis ou sonoros, tornando o equipamento mais versátil e inclusivo.

Assim, este trabalho não apenas reforça a importância da engenharia biomédica na criação de soluções inovadoras para a saúde, mas também oferece uma base sólida para futuros estudos e o desenvolvimento de tecnologias assistivas que ampliem o acesso à reabilitação sensorial de forma eficiente e inclusiva.

## REFERÊNCIAS

- BRONZINO, J. 1 - biomedical engineering: A historical perspective. In: ENDERLE, J. D.; BLANCHARD, S. M.; BRONZINO, J. D. (ed.). **Introduction to Biomedical Engineering (Second Edition)**. Second edition. Boston: Academic Press, 2005, (Biomedical Engineering). p. 1–29. ISBN 978-0-12-238662-6. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780122386626500033>.
- BROWN, T. G.; SHERRINGTON, C. S. On the instability of a cortical point. **Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character**, The Royal Society London, v. 85, n. 579, p. 250–277, 1912.
- EJAZ, N.; HAMADA, M.; DIEDRICHSEN, J. Hand use predicts the structure of representations in sensorimotor cortex. **Nature neuroscience**, Nature Publishing Group US New York, v. 18, n. 7, p. 1034–1040, 2015.
- ERZURUMLU, R.; SENGUL, G.; ULUPINAR, E. Chapter 19 - somatosensory system. In: ERZURUMLU, R.; SENGUL, G.; ULUPINAR, E. (ed.). **Human Neuroanatomy**. Academic Press, 2024. p. 377–396. ISBN 978-0-323-99725-6. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323997256000195>.
- GROVE, E. A.; FUKUCHI-SHIMOGORI, T. Generating the cerebral cortical area map. **Annual review of neuroscience**, Annual Reviews 4139 El Camino Way, PO Box 10139, Palo Alto, CA 94303-0139, USA, v. 26, n. 1, p. 355–380, 2003.
- KIKKERT, S. et al. Cortical reorganization in the adult primary sensorimotor cortex. In: GRAFMAN, J. H. (ed.). **Encyclopedia of the Human Brain (Second Edition)**. Second edition. Oxford: Elsevier, 2024. p. 516–531. ISBN 978-0-12-820481-8. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128204801000048>.
- KIKKERT, S. et al. Cortical reorganization in the adult primary sensorimotor cortex. In: GRAFMAN, J. H. (ed.). **Encyclopedia of the Human Brain (Second Edition)**. Second edition. Oxford: Elsevier, 2024. p. 516–531. ISBN 978-0-12-820481-8. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128204801000048>.
- LIU, Y. et al. A systematic analysis of hand movement functionality: Qualitative classification and quantitative investigation of hand grasp behavior. **Frontiers in Neurorobotics**, v. 15, n. 658075, 2021.
- LUNDBORG, G.; ROSÉN, B. The sensor glove in preoperative conditioning and postoperative rehabilitation. In: \_\_\_\_\_. **Hand Transplantation**. [S.l.: s.n.]: Springer, Milano, 2007.
- LUNDBORG, G.; ROSÉN, B.; LINDBERG, S. Hearing as substitution for sensation: A new principle for artificial sensibility. **The Journal of Hand Surgery**, SBC, p. 219–2024, 1999.
- MENDES, R. M. **Desenvolvimento e aplicação de um modelo de luva sensorial**. 2010. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade de São Paulo - Faculdade de Medicina de São Paulo, 2010.

MERZENICH, M. M. *et al.* Somatosensory cortical map changes following digit amputation in adult monkeys. **Journal of comparative Neurology**, Wiley Online Library, v. 224, n. 4, p. 591–605, 1984.

MOBERG, E. Objective methods for determining the functional value of sensibility in the hand. **The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume**, Bone & Joint, v. 40, n. 3, p. 454–476, 1958.

NUDO, R. J.; MCNEAL, D. Chapter 2 - plasticity of cerebral functions. In: BARNES, M. P.; GOOD, D. C. (ed.). **Neurological Rehabilitation**. Elsevier, 2013, (Handbook of Clinical Neurology, v. 110). p. 13–21. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444529015000022>.

PARRY, C. W.; SALTER, M. Sensory re-education after median nerve lesions. **Hand**, SAGE Publications Sage CA: Thousand Oaks, CA, v. 8, n. 3, p. 250–257, 1976.

PONS, T. P. *et al.* Massive cortical reorganization after sensory deafferentation in adult macaques. **Science**, American Association for the Advancement of Science, v. 252, n. 5014, p. 1857–1860, 1991.

RECANZONE, G. H. *et al.* Topographic reorganization of the hand representation in cortical area 3b owl monkeys trained in a frequency-discrimination task. **Journal of Neurophysiology**, American Physiological Society Bethesda, MD, v. 67, n. 5, p. 1031–1056, 1992.

RESWICK, J. Rehabilitation engineering. **Annual review of rehabilitation**, v. 1, p. 55–79, 1980.

SENSE. **Loss of Sensation and Impact**. 2024. Disponível em: <https://sensetherapy.net.au/health-professionals/loss-of-sensation-and-impact/>.

SHARMA, N.; CLASSEN, J.; COHEN, L. G. Chapter 1 - neural plasticity and its contribution to functional recovery. In: BARNES, M. P.; GOOD, D. C. (ed.). **Neurological Rehabilitation**. Elsevier, 2013, (Handbook of Clinical Neurology, v. 110). p. 3–12. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444529015000010>.

SZETO, A. 5 - rehabilitation engineering and assistive technology. In: ENDERLE, J. D.; BLANCHARD, S. M.; BRONZINO, J. D. (ed.). **Introduction to Biomedical Engineering (Second Edition)**. Second edition. Boston: Academic Press, 2005, (Biomedical Engineering). p. 211–254. ISBN 978-0-12-238662-6. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780122386626500070>.

## **APÊNDICES**



## APÊNDICE A – CÓDIGO DE SIMULAÇÃO NO TINKERCAD

```
1 // C++ code
2 //
3 int Polegar = 0;
4
5 int Indicador = 0;
6
7 int minimo = 0;
8
9 int anelar = 0;
10
11 int medio = 0;
12
13 int unnamed = 0;
14
15 void setup()
16 {
17     pinMode(A0, INPUT);
18     pinMode(8, OUTPUT);
19     pinMode(A1, INPUT);
20     pinMode(9, OUTPUT);
21     pinMode(A2, INPUT);
22     pinMode(10, OUTPUT);
23     pinMode(A3, INPUT);
24     pinMode(11, OUTPUT);
25     pinMode(A4, INPUT);
26     pinMode(12, OUTPUT);
27 }
28
29 void loop()
30 {
31     Polegar = analogRead(A0);
32     if (Polegar > 300) {
33         digitalWrite(8, HIGH);
34     } else {
35         digitalWrite(8, LOW);
36         delay(100); // Wait for 100 millisecond(s)
37     }
38     Indicador = analogRead(A1);
```

```
39  if (Indicador > 300) {
40      digitalWrite(9, HIGH);
41  } else {
42      digitalWrite(9, LOW);
43      delay(100); // Wait for 100 millisecond(s)
44  }
45
46  medio = analogRead(A2);
47  if (medio > 300) {
48      digitalWrite(10, HIGH);
49  } else {
50      digitalWrite(10, LOW);
51      delay(100); // Wait for 100 millisecond(s)
52  }
53
54  anelar = analogRead(A3);
55  if (anelar > 300) {
56      digitalWrite(11, HIGH);
57  } else {
58      digitalWrite(11, LOW);
59      delay(100); // Wait for 100 millisecond(s)
60  }
61
62  minimo = analogRead(A4);
63  if (minimo > 300) {
64      digitalWrite(12, HIGH);
65  } else {
66      digitalWrite(12, LOW);
67      delay(100); // Wait for 100 millisecond(s)
68  }
69 }
```