

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FEELT – FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

LEANDRA LIMA DE ALMADA

Validação de um sistema de eletroestimulação cutâneo para  
retroalimentação sensorial

Uberlândia  
2025

LEANDRA LIMA DE ALMADA

Validação de um sistema de eletroestimulação cutâneo para  
retroalimentação sensorial

Trabalho de Conclusão de Curso da  
Universidade Federal de Uberlândia como  
requisito parcial para obtenção do título de  
bacharel em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares

Uberlândia

2025

LEANDRA LIMA DE ALMADA

Validação de um sistema de eletroestimulação cutâneo para retroalimentação sensorial

Trabalho de Conclusão de Curso da  
Universidade Federal de Uberlândia como  
requisito parcial para obtenção do título de  
bacharel em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Uberlândia, 24 de abril de 2025

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares – Orientador

---

Prof. Dr. Pedro Cunha Carneiro – FEELT/UFU

---

Prof. Dr. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira – FEELT/UFU

Dedico este trabalho à minha mãe, Luciete,  
por sempre me dizer que eu conseguiria.

## **AGRADECIMENTOS**

Gostaria de agradecer primeiramente à Deus, por me abençoar com família e amigos que acreditam em mim.

Agradeço aos meus pais, sem o esforço e o amor deles eu não estaria aqui, e muito esforço, principalmente quando decidi estudar bem longe de casa e mesmo assim fui apoiada e cuidada. Agradeço também à minha irmã que sempre esteve junto comigo e me incentivou a estudar, a buscar conhecimento, e ao mesmo tempo reconhecer a importância de viver.

Agradeço ao meu namorado por ter sido o meu parceiro por muitos anos na graduação, pela paciência que tem comigo e por ter me ajudado a passar pelos meus momentos mais obscuros, obrigada por ter ficado.

Agradeço a todos os voluntários que participaram do meu experimento para a elaboração deste trabalho, obrigada por terem se disposto a levar choque!

Agradeço ao Victor pela construção do eletroestimulador e por toda a ajuda e orientação, e aos meus amigos e colegas do Laboratório de Engenharia Biomédica que me apoiaram e me ajudaram no processo de desenvolvimento desse trabalho e durante a minha graduação.

Agradeço ao professor Alcimar por me receber no laboratório, por toda a orientação e cuidado demonstrado, e por me lembrar em suas aulas o quanto sou apaixonada pela Engenharia Biomédica.

Foram muitas pessoas que me trouxeram até aqui que o espaço é pouco para agradecer a todos individualmente, mas deixo o meu mais sincero agradecimento por todas as pessoas que me acompanharam nessa jornada e ajudaram a me tornar a pessoa que sou hoje.

Obrigada.

“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos  
não é senão uma gota de água no mar. Mas o  
mar seria menor se lhe faltasse uma gota.”  
(Madre Teresa de Calcuta)

## RESUMO

A ausência de feedback sensorial compromete significativamente a qualidade de vida de pessoas amputadas ou afetadas por neuropatias. Nesse contexto, as técnicas de eletroestimulação cutânea despontam como uma forma promissora para restaurar sensações táteis de forma não-invasiva. Este trabalho teve como objetivo validar um sistema de eletroestimulação desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (BioLab). Participaram do estudo nove voluntários hígidos e saudáveis, submetidos a um protocolo de percepção tátil que consistiu em aplicar correntes elétricas, com amplitudes individualmente calibradas, em diferentes frequências. Após cada estímulo, os participantes avaliaram a intensidade percebida, a continuidade da sensação, a percepção da mudança de frequência, e descreveram a qualidade sensorial evocada. Os resultados indicaram que o sistema é capaz de evocar diferentes percepções sensoriais de maneira segura, com a mesma relação logarítmica entre a intensidade percebida e a frequência de estimulação, observada em estudos prévios. Observou-se a necessidade de personalização da amplitude de corrente para cada indivíduo, dada a variabilidade nos limiares sensoriais de dor. Conclui-se que o sistema consegue evocar diferentes sensações de acordo com a variação dos seus parâmetros e pode ser aplicado em sistemas para restauração da retroalimentação sensorial.

**Palavras-chave:** eletroestimulação cutânea; feedback tátil; percepção sensorial; retroalimentação; validação de dispositivo.

## ABSTRACT

The absence of sensory feedback significantly impacts the quality of life of individuals with amputations or neuropathies. In this context, cutaneous electrical stimulation has emerged as a promising non-invasive approach to restore tactile sensations. This study aimed to validate a custom electrostimulation system developed at the Biomedical Engineering Laboratory of the Federal University of Uberlândia (BioLab). Nine healthy volunteers participated in a tactile perception protocol involving the application of individually calibrated electrical currents at different frequencies. After each stimulus, participants rated the perceived intensity, sensation continuity, frequency change perception, and described the evoked sensory quality. The system was shown to safely evoke distinct sensory perceptions, demonstrating a logarithmic relationship between perceived intensity and stimulation frequency, in line with previous findings. Results also highlighted the need for individualized current amplitude calibration due to variability in sensory and pain thresholds. The findings suggest that the system is capable of eliciting a variety of tactile sensations through parameter modulation and holds potential for use in sensory feedback restoration applications.

**Keywords:** cutaneous electrical stimulation; tactile feedback; sensory perception; sensory feedback restoration; device validation.



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>9</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivos.....</b>	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>11</b>
<b>2.1</b>	<b>Pele .....</b>	<b>11</b>
<b>2.1.1</b>	<b><i>Características elétricas da pele .....</i></b>	<b><i>11</i></b>
<b>2.2</b>	<b>Sistema somatossensorial humano .....</b>	<b>12</b>
<b>2.2.1</b>	<b><i>Sensação tátil - mecanorreceptores.....</i></b>	<b><i>12</i></b>
<b>2.2.2</b>	<b><i>Dor e temperatura.....</i></b>	<b><i>14</i></b>
<b>2.2.3</b>	<b><i>Transdução sensorial.....</i></b>	<b><i>15</i></b>
<b>2.2.4</b>	<b><i>Córtex Somatossensorial .....</i></b>	<b><i>16</i></b>
<b>2.3</b>	<b>Eletroestimulação cutânea .....</b>	<b>17</b>
<b>2.3.1</b>	<b><i>Feedback tátil.....</i></b>	<b><i>17</i></b>
<b>2.3.2</b>	<b><i>TENS.....</i></b>	<b><i>18</i></b>
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA.....</b>	<b>19</b>
<b>3.1.1</b>	<b><i>Materiais.....</i></b>	<b><i>19</i></b>
<b>3.1.2</b>	<b><i>Identificação dos limiares.....</i></b>	<b><i>22</i></b>
<b>3.1.3</b>	<b><i>Protocolo de caracterização sensorial.....</i></b>	<b><i>22</i></b>
<b>3.1.4</b>	<b><i>Voluntários.....</i></b>	<b><i>23</i></b>
<b>3.1.5</b>	<b><i>Comitê de Ética .....</i></b>	<b><i>25</i></b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>26</b>
<b>4.1.1</b>	<b><i>Amplitudes de estimulação .....</i></b>	<b><i>26</i></b>
<b>4.1.2</b>	<b><i>Intensidade X Frequência .....</i></b>	<b><i>27</i></b>
<b>4.1.3</b>	<b><i>Discriminação da mudança de frequência .....</i></b>	<b><i>29</i></b>
<b>4.1.4</b>	<b><i>Percepção de discreto e contínuo .....</i></b>	<b><i>32</i></b>
<b>4.1.5</b>	<b><i>Descritores.....</i></b>	<b><i>34</i></b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>37</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>38</b>
	<b>ANEXO A – TABELA COM OS VALORES DA TRIPLICATA DO LIMIAR..</b>	<b>43</b>
	<b>ANEXO b – GRÁFICOS DE INTENSIDADE POR FREQUÊNCIA DE CADA</b>	
	<b>VOLUNTÁRIO .....</b>	<b>44</b>

## 1 INTRODUÇÃO

As aferências sensoriais são essenciais para a manutenção da vida, promovendo ações como a ingestão de água em resposta à sede, o ajuste postural diante de desconfortos que poderiam levar a lesões (PROSKE, 2012; KANDEL, 2013) e a identificação de estímulos possivelmente danosos, possibilitando a geração de respostas adequadas e proporcionais aos mesmos. Além das funções fisiológicas, os feedbacks vindos dos receptores do sistema somatossensorial desempenham papéis fundamentais na interação social e na construção de vínculos afetivos, conferindo também uma dimensão psicológica a esse mecanismo (JAKUBIAK, 2016).

Nessa perspectiva, a perda parcial ou total dessas aferências em algum membro, como ocorre em casos de amputações ou neuropatias, impacta severamente a autonomia, a interação com o ambiente e a qualidade de vida dos indivíduos. Sem o retorno adequado de informações sensoriais, tarefas simples, como ajustar a força para segurar objetos de diferentes materiais, tornam-se desafiadoras. Além disso, a ausência de sensações como dor, temperatura e toque prejudica não apenas a segurança física, mas também a conexão emocional com o meio social (FELDMAN, 2019; JAKUBIAK, 2016).

A eletroestimulação cutânea é aplicação de correntes elétricas de forma não invasiva (sobre a pele), e seu objetivo varia de acordo com a modalidade escolhida para a intervenção. Apesar de já muito consolidada na fisioterapia para tratamentos de reabilitação e controle da dor (LIEBANO, 2021; SANTANA, 2024), essa técnica tem se destacado como potencial ferramenta de restauração do feedback sensorial, principalmente em pessoas com amputações de membro superior (HSU, 2021; TAN, 2014; ZHANG, 2024; RASPOPOVIC, 2014; OSBORN, 2017). É considerada, principalmente, porque o mecanismo de comunicação do Sistema Nervoso é fundamentalmente elétrico, por meio dos Potenciais de Ação, que se diferenciam pela frequência de disparo (GUYTON, 2021). A aplicação controlada de estímulos elétricos na pele visa ativar as fibras nervosas aferentes em determinados padrões, imitando os potenciais de ação enviados naturalmente por elas após o estímulo ter sido feito, possibilitando a evocação de sensações táteis com percepção natural (RASPOPOVIC, 2014).

Dessa forma, o desenvolvimento e a validação de sistemas de eletroestimulação cutânea capazes de modular o feedback sensorial tornam-se fundamentais para a reintegração tátil de indivíduos acometidos por perdas sensoriais. Neste sentido, foi desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab) da FEELT-UFU, um equipamento programável para eletroestimulação cutânea voltado para pesquisas dedicadas à restauração de feedback sensorial

de sujeitos usuários de próteses de membros superiores. O dispositivo permite o ajuste em tempo real de diversos parâmetros da estimulação (como largura de pulso, intensidade de corrente, frequência de estimulação e direção da corrente (monofásica ou bifásica) com grande precisão e resolução (SILVA, 2023). O equipamento foi validado em bancada com a utilização de componentes eletrônicos passivos (Silva, 2023; Silva et al, 2024). No entanto, a validação experimental com voluntários humanos ainda não fora realizada. Tal validação é essencial para garantir que os estímulos aplicados sejam seguros e capazes de evocar sensações diferentes, visando aproximar-se das respostas fisiológicas normais do sistema somatossensorial

## **1.1 Objetivos**

O objetivo principal desse trabalho é realizar a validação, em voluntários humanos, do equipamento de eletroestimulação cutâneo desenvolvido por SILVA (2023) visando aplicações voltadas à restauração da retroalimentação sensorial.

Os objetivos específicos são:

- i) Avaliar a confiabilidade e a segurança do equipamento;
- ii) Estabelecer parâmetros de estimulação transcutânea capazes de prover sensações distintas nos indivíduos através da modulação da amplitude de corrente e da frequência de estimulação;
- iii) Avaliar as sensações evocadas pelo sistema de eletroestimulação, por meio de aplicação de um protocolo psicofísico.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 Pele

A pele é o maior órgão do corpo humano e tem como principal objetivo a proteção do organismo contra agentes externos. Essa proteção se desenvolve de várias maneiras, tais como a presença de queratina nas células da camada mais externa da epiderme - uma proteína com propriedades impermeabilizantes que evita a perda de líquidos – e dos melanócitos presentes na camada basal da epiderme, responsáveis por produzir pigmentos que absorvem a radiação ultravioleta. Além de possuir células fagocitárias especiais que atuam como a primeira defesa do sistema imunológico contra invasores (TORTORA, 2014).

Outro papel importante desse órgão é a regulação da temperatura corporal. Essa atividade ocorre, principalmente, através das glândulas sudoríparas, que atuam no resfriamento do corpo, e das glândulas sebáceas, cuja secreção oleosa reduz a evaporação e evita o crescimento de bactérias e fungos (TORTORA, 2014).

A pele também atua como interface sensorial entre o indivíduo e o ambiente, função que é viabilizada pela complexa rede de receptores que convertem os estímulos em sinais neurais e os transmite para o Sistema Nervoso Central (BEAR, 2017).

Estruturalmente a pele é dividida em três principais camadas: a epiderme, camada mais superficial, em que a parte mais externa (córnea) é formada por células mortas que se descamam; a derme, camada intermediária, rica em colágeno e elastina, responsáveis por dar elasticidade e sustentação à pele além de abrigar os vasos sanguíneos, as glândulas e os folículos pilosos; e a hipoderme, camada mais profunda, formada principalmente por tecido adiposo que provê isolamento térmico e sustentação estrutural (TORTORA, 2014).

Outra maneira de dividir a pele é em: Pele Glabra (sem pelos), presente nas palmas das mãos, dos pés e nos lábios, sendo a mais sensível a estímulos por possuir maior densidade de receptores sensoriais, e Pele Pilosa (com pelos), que está presente no restante do corpo (ABRAIRA, 2013).

#### *2.1.1 Características elétricas da pele*

A pele se comporta eletricamente como uma resistência em paralelo com uma capacitância. A formação do extrato córneo (camada mais externa da epiderme) é a principal barreira elétrica devido à sua formação de células mortas de queratina e lipídios que causa uma alta resistência e capacitância por serem altamente isolantes, dificultando a passagem de corrente elétrica o que gera um acúmulo de carga. Por esse motivo, a localização e o estado de

hidratação da pele influenciam muito na sua impedância, podendo chegar a valores de mega ohms. Porém após a corrente ultrapassar essa barreira, as próximas camadas são compostas por células vivas capazes de conduzir facilmente eletricidade (DORGAN, 1999).

## **2.2 Sistema somatossensorial humano**

O sistema somatossensorial é responsável pelas sensações que não advêm dos órgãos dos sentidos especiais, os quais estão concentrados na cabeça (visão, gustação, olfato, audição e equilíbrio), enquanto os receptores do sistema somatossensorial estão espalhados por todo o corpo (BEAR, 2017). As sensações evocadas por esse sistema vêm de diversos locais do corpo e podem ser subdivididas em tato, propriocepção, dor e temperatura (BEAR, 2017).

A fibra nervosa periférica associada ao receptor sensorial dita as suas características de condução e ativação. Essas fibras são classificadas de acordo com o tamanho do corpo celular, o diâmetro do axônio e o grau de mielinização. As fibras do tipo A são as mais mielinizadas e de maior diâmetro - sendo as com maior velocidade de condução – e associadas aos mecanorreceptores. Já as fibras do tipo C têm o diâmetro pequeno, são pouquíssimas mielinizadas e geralmente associadas aos receptores de dor e temperatura (GUYTON, 2021; ABRAIRA, 2013). O que implica que os sinais advindos do tato e da propriocepção chegam ao cérebro muito mais rapidamente que os sinais nocivos e térmicos (KANDEL, 2013).

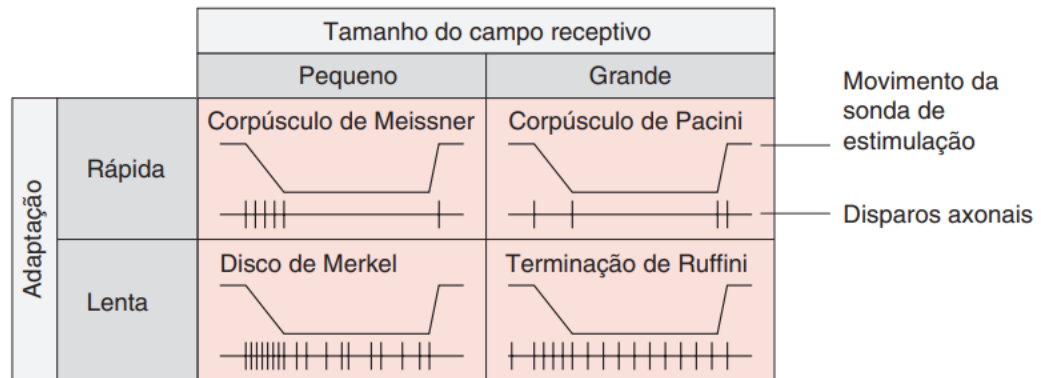
A qualidade da percepção sensorial é equivalente a densidade de receptores, e o tamanho dos campos receptivos, na área que o estímulo é aplicado. Por isso, pode-se afirmar que a resolução espacial muda de acordo com a parte corporal estimulada já que a distribuição de sensores pelo corpo não é igual (BEAR, 2017). As costas, por exemplo, possuem uma resolução muito menor quando comparado com a ponta dos dedos, exatamente por terem densidades de receptores bem diferentes. Essa característica se reflete no córtex somatossensorial, áreas com maior densidade de receptores tem uma porção maior do córtex para realizar o processamento (CORNIANI, 2020).

### **2.2.1 Sensação tátil - mecanorreceptores**

Os estímulos táteis são detectados através de dois tipos de receptores: as terminações livres e os receptores encapsulados – os mecanorreceptores. São componentes periféricos do próprio neurônio aferente da via sensorial. Esses receptores podem ser divididos em receptores de adaptação rápida e receptores de adaptação lenta, se diferenciando no modo como reagem aos estímulos. Os receptores de adaptação lenta reagem com disparos de potenciais de ação por

toda a duração do estímulo, já os receptores de adaptação rápida enviam potenciais de ação apenas no início e no fim do estímulo (BEAR, 2017). Como ilustra a Figura 1.

Figura 1 - Representação das velocidades de adaptação de cada um dos mecanorreceptores da pele.



Fonte: (BEAR, 2017 que adaptou de VALLBO, 1984).

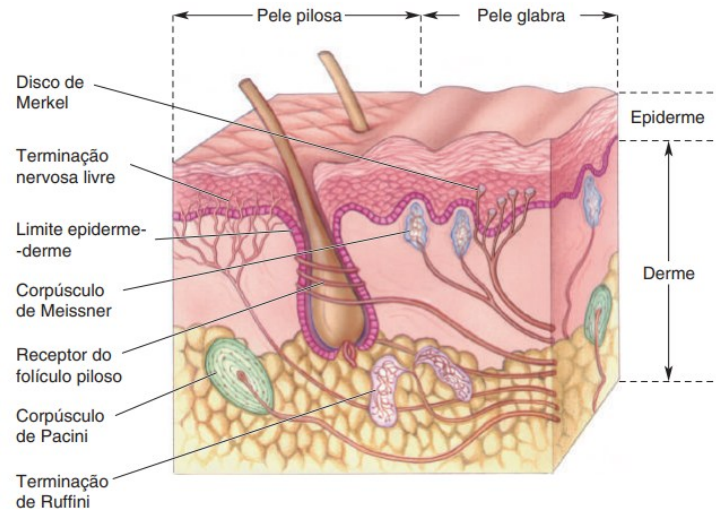
Os mecanorreceptores estão presentes por todo o corpo, são responsáveis por monitorar desde os estímulos táteis, a pressão sanguínea, a movimentação dos órgãos do trato digestório e da bexiga urinária até a força exercida contra os dentes (BEAR, 2017). Esses receptores são componentes periféricos especializados do próprio neurônio aferente primário – o responsável por captar e transportar o estímulo até o SNC – da via sensorial (KENDEL, 2013). Por isso no meio de todos os mecanorreceptores estão as ramificações dos axônios desmielinizados sensíveis a estiramento, deformação, pressão ou vibração (BEAR, 2017).

A Figura 2 destaca os mecanorreceptores e mostra sua localização na pele, sendo eles:

- i) Corpúsculos de Meissner: presentes somente na pele glabra - localizando-se na papila dermal com os discos agrupados em uma cúpula que se projeta para a epiderme – eles são especializados em detectar movimentos ao longo da pele (dinâmico) e vibrações de 2-8Hz, são classificados como receptores de adaptação rápida (BEAR, 2017; KENDEL, 2013; ABRAIRA, 2013).
- ii) Corpúsculos de Pacini: receptores de adaptação rápida que estão localizados na hipoderme e são sensíveis a vibrações na faixa de 30-800Hz (ABRAIRA, 2013).
- iii) Discos de Merkel: localizados na camada basal da epiderme, são responsáveis por ajudar na reconstrução espacial do estímulo tátil, permitindo detectar formas e texturas. Eles são mais sensíveis a estímulos estáticos, o que os caracterizam como receptores de adaptação lenta (ABRAIRA, 2013).

- iv) Corpúsculos de Ruffini: são localizados na derme profunda e possuem especialização em detectar o estiramento da pele, sendo classificados como receptores de adaptação lenta (ABRAIRA, 2013).

Figura 2 - Mecanorreceptores da pele e representação das camadas.



Fonte: BEAR, 2017

Esses receptores respondem aos estímulos aplicados na pele que causam deformações, estiramento ou compressão, no receptor abrindo os canais iônicos presentes na membrana celular gerando um potencial elétrico que é enviado ao SNC através de fibras nervosas aferentes do tipo A (BEAR, 2017).

### 2.2.2 Dor e temperatura

As sensações de dor são recebidas pelos nociceptores, que se dividem em: nociceptores mecânicos; n. térmicos; n. químicos; e n. polimodais. As mudanças de temperatura são captadas pelos termorreceptores, que são divididos em termorreceptores do calor e do frio. Há também os pruriceptores, responsáveis por detectar estímulos que causam coceira, eles respondem principalmente a substâncias como histaminas que são liberadas em resposta a reações alérgicas ou inflamatórias (PURVES, 2018). Diferentemente dos mecanorreceptores que são sensíveis a estímulos leves, os receptores responsáveis pelas sensações de dor, temperatura e prurido são recrutados apenas diante de estímulos que representam ameaça ou dano ao corpo (JULIUS, 2001; KENDEL, 2013).

A intensidade da sensação é transmitida por dois mecanismos principais: a somação espacial, em que a quantidade de fibras paralelas ativadas é maior, ou pela somação temporal,

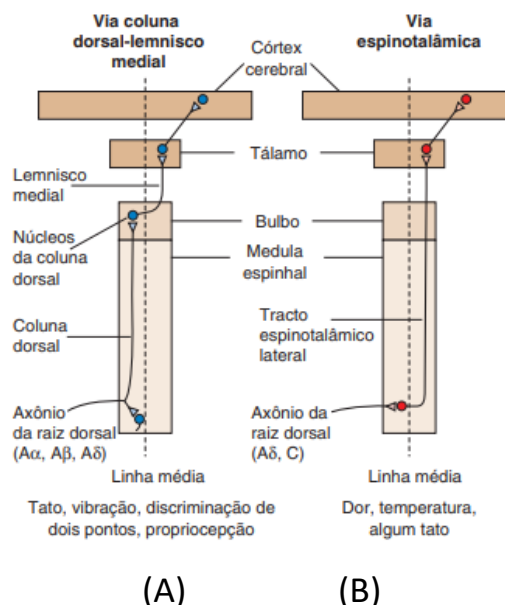
que é caracterizada pelo aumento da frequência dos potenciais de ação em apenas uma fibra (GUYTON, 2021).

### 2.2.3 Transdução sensorial

Dependendo do tipo de estímulo evocado, o caminho percorrido até o córtex somatossensorial pode ser diferente (BEAR, 2017). Em estímulos táteis finos, o receptor capta a informação e traduz em potenciais de ação (isso porque os estímulos mecânicos abrem os canais iônicos mecano-dependentes e dão início ao processo de despolarização da membrana celular), esses potenciais de ação viajam pela fibra do neurônio aferente primário até ao bulbo, onde é feita a conexão com o neurônio aferente secundário que cruza a linha medial para o contralateral de onde o estímulo foi recebido e continua transportando a informação até o tálamo, se conectando com o neurônio aferente de terceira ordem responsável por transportar a informação até o córtex somatossensorial (BEAR, 2017), como mostra a parte (A) da Figura 3. Já nos estímulos de dor, temperatura e tato grosseiro, o receptor envia a informação pelo neurônio primário até o secundário que está na medula espinhal, que realiza o cruzamento da linha medial, passando pelo bulbo e fazendo sinapse com o neurônio de terceira ordem no Tálamo que entrega a informação no córtex somatossensorial (BEAR, 2017), como mostra a parte (B) da Figura 3.

Por causa dessa mudança de lado que o neurônio secundário realiza, em ambos os casos, as informações vindas do lado esquerdo do corpo são processadas pelo lado direito do cérebro e as vindas do lado direito são processadas pelo lado esquerdo do cérebro (BEAR, 2017).

Figura 3 - Caminho percorrido pelo estímulo até o córtex somatossensorial.





Fonte: BEAR, 2017

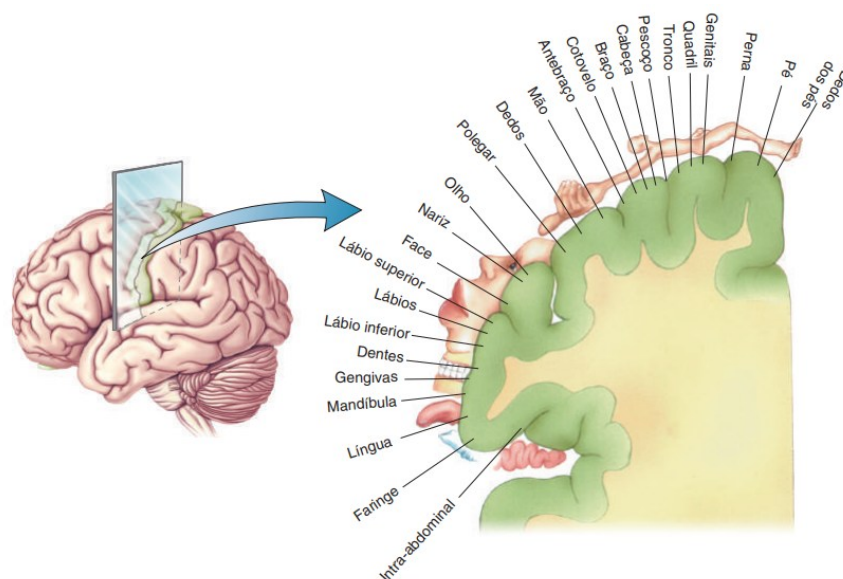
#### 2.2.4 *Córtex Somatossensorial*

As informações advindas dos receptores sensoriais propagadas pelas fibras nervosas aferentes passam pela medula espinhal, responsável pelo processamento de reflexos simples como tirar a mão de uma panela quente, prosseguem para o bulbo cerebral e seguem ao tálamo onde são filtradas e organizadas para serem enviadas ao Córtex Somatossensorial Primário (S1), o responsável por receber a informação e a interpretar, identificando a localização, o tipo e a intensidade do estímulo (BEAR, 2017).

O S1 organiza as informações de forma topográfica, ou seja, é dividido em secções responsáveis pela interpretação dos estímulos provenientes de cada parte do corpo, sendo que o tamanho da área de cada parte do corpo é proporcional a sua densidade sensorial, como ilustrado na Figura 4. A mão e os lábios possuem uma área dedicada maior do que o tronco, por exemplo (BEAR, 2017).

Apesar da divisão bem definida das áreas no S1, o córtex somatossensorial possui grande plasticidade. Em casos de lesões, como amputações, os neurônios remanescentes podem se reorganizar, permitindo que a área anteriormente dedicada à parte corporal perdida seja ocupada por regiões adjacentes mais ativas, preservando a eficiência do processamento sensorial (SPARLING, 2024).

Figura 4 - Representação das áreas do corpo correspondentes no córtex somatossensorial primário.



Fonte: BEAR, 2017

## 2.3 Eletroestimulação cutânea

Eletroestimulação cutânea é a aplicação de corrente elétrica na superfície da pele para ativar terminações nervosas ou fibras musculares. As aplicações são abrangentes e vão desde o uso terapêutico e de reabilitação, como no tratamento da dor crônica e fortalecimento muscular, ao uso em retroalimentação sensorial, como em próteses e pessoas com neuropatias. (LIEBANO, 2021).

### 2.3.1 *Feedback tátil*

O feedback tátil é tido como qualquer sensação consciente percebida na pele como resposta a um estímulo. Ele pode ser evocado de forma mecânica através de vibração ou por aplicação de corrente elétrica. Além disso, a modalidade pode ser Invasiva, quando o eletrodo de estimulação é colocado em contato direto com o nervo aferente, ou Não-Invasiva, em que o eletrodo é colocado sobre a pele (RASPOPOVIC, 2014).

No corpo humano, o feedback tátil ocorre de forma intrínseca, resultado de interações complexas entre os receptores sensoriais da pele, as fibras nervosas aferentes e o Sistema Nervoso Central. Esse mecanismo é essencial para uma interação fluída com o ambiente, permitindo que o organismo reaja de maneira apropriada aos estímulos com base nas informações sensoriais recebidas (KENDEL, 2013).

O uso do feedback tátil, principalmente por estimulação elétrica, tem ganhado destaque nas áreas de reabilitação sensoriais, neuropróteses, interfaces cérebro-máquina e no controle robótico, como o de robôs cirúrgicos (MICERA, 2020). A capacidade de restaurar, modular ou emular a percepção tátil é fundamental para melhorar a funcionalidade de toda essa classe de dispositivos que visam promover qualidade de vida a indivíduos com déficits sensoriais, além da precisão nos movimentos (RASPOPOVIC, 2014).

O feedback tátil eletrocutâneo tem modalidades que variam de acordo com a aplicação desejada. A estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS – *transcutaneous electrical nerve stimulation*) é muito utilizada no tratamento da dor e tem sido pesquisado parâmetros capazes de evocar sensações táteis para fins de retroalimentação sensorial (SANTANA, 2025). A estimulação elétrica nervosa funcional (FENS – *functional electrical nerve stimulation*) é usada com foco na reabilitação motora, utilizando-se de parâmetros que provoquem contração muscular (PECKHAM, 2005).

### 2.3.2 TENS

A TENS é uma técnica não-invasiva em que o eletrodo é colocado em cima do local alvo de estimulação e são aplicadas cargas elétricas moduladas em amplitude, frequência e largura de pulso com o objetivo de evocar determinadas sensações ao recrutar as fibras nervosas locais (SANTANA, 2025).

Na Fisioterapia a TENS é utilizada, principalmente, para o controle da dor, pois ela inibe a passagem dos sinais dolorosos vindos das fibras finas, o que acontece porque a maioria das fibras nervosas ativadas pelos estímulos são fibras calibrosas e de rápida propagação, então ao serem ativadas elas “fecham” a passagem para os estímulos vindos da dor (SLUKA, 2003), estímulo que viaja mais lentamente pelo sistema nervoso já que são levados por fibras pouco ou nada mielinizadas, do tipo C (BEAR, 2017). Atualmente, a pesquisa tem se voltado para TENS como uma maneira não-invasiva de restaurar o feedback tátil em amputados, incorporando esse método a próteses mioelétricas, principalmente de membro superior (BEDRAOUI, 2022; OSBORN, 2017; ZHANG, 2024) como uma forma de o usuário sentir a prótese como parte do seu corpo, facilitando o controle motor, e possivelmente reduzir os altos índices de rejeição (ZHANG, 2024).

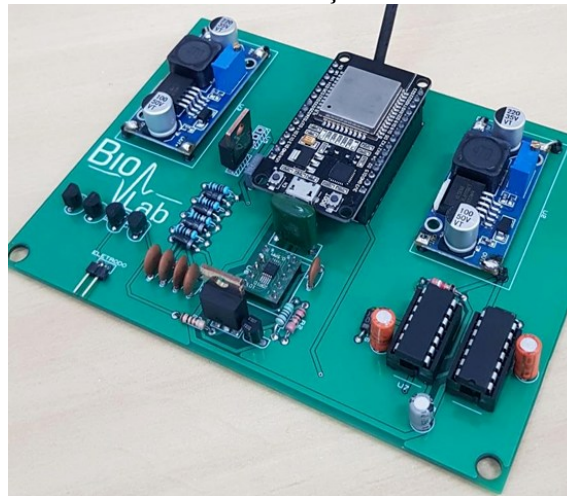
### 3 METODOLOGIA

Essa pesquisa buscou realizar a validação, em humanos, do eletroestimulador construído anteriormente no BioLab por SILVA (2023). Para tal, os protocolos experimentais a serem desenvolvidos foram adaptados a partir dos protocolos psicofísico-qualitativos utilizados em COSTA (2021) e MELLO (2023), que investigaram sensações evocadas a partir de estímulos gerados pelo equipamento Neuropack S1 (Nihon Kohden Co., Tokyo, Japan). Tal equipamento, apesar de muito preciso, não permite o ajuste de diversos parâmetros importantes para os objetivos das pesquisas no laboratório, o que levou ao desenvolvimento do dispositivo em questão neste trabalho.

#### 3.1.1 Materiais

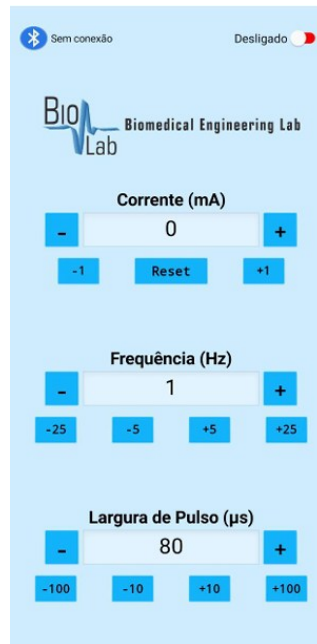
O equipamento eletroestimulador, foco da validação sensorial, foi desenvolvido por (SILVA, 2023), com as características expostas de acordo com a Tabela 1.

Figura 5 - *Hardware* do sistema de eletroestimulação estudado.



Fonte: (SILVA, 2023).

Figura 6 - Tela inicial do aplicativo *mobile* desenvolvido para controle dos parâmetros do Eletroestimulador.



Fonte: (SILVA, 2023).

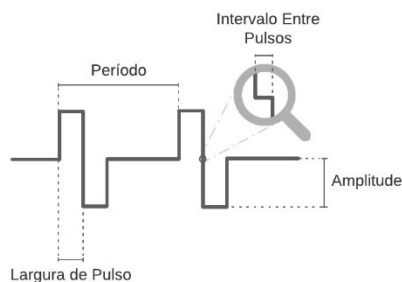
Tabela 1 - Características do eletroestimulador.

Descrição	Valores
Amplitude do sinal de corrente	$\pm 0,5$ a $\pm 5$ (mA)
Limite de corrente	$\pm 5,4$ (mA)
Resolução para ajuste de corrente	100 (uA)
Frequência de estimulação	1 a 200 (Hz)
Largura de pulso	200 a 600 (us)

Fonte: (adaptado de SILVA, 2024)

O controle dos parâmetros de estimulação foi realizado através de um aplicativo mobile, também desenvolvido por (SILVA, 2023), que estabelece uma conexão *bluetooth* com o microcontrolador presente na placa de circuito eletrônico do aparelho, assim permitindo a mudança rápida e precisa dos parâmetros desejados, como foi validado em (SILVA et al., 2024). Os estímulos utilizados foram de característica retangular, bifásico balanceado, com fase inicial catódica, e um intervalo de 10  $\mu$ s entre a fase positiva e negativa.

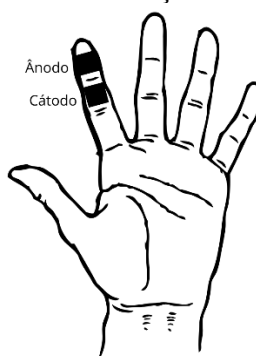
Figura 7 - Característica dos pulsos utilizados na aplicação do protocolo.



Fonte: cedido por SILVA.

Para a aplicação dos estímulos foram utilizados dois eletrodos de superfície, confeccionados no laboratório por (MELLO, 2023), com material carbono siliconado, no formato quadrado, com 1,5 cm de largura. A fixação na pele foi realizada por um sistema em velcro, que permitia o ajuste à anatomia de cada voluntário. O local da estimulação foi padronizado para todos os participantes, sendo ele no dedo indicador da mão esquerda. O anodo foi posicionado na falange distal e o cátodo na falange medial, da mesma maneira que (MELLO, 2023) posicionou no seu protocolo realizado com os voluntários hígidos.

Figura 8 - Posicionamento dos eletrodos de estimulação no dedo indicador da mão esquerda.



Fonte: a autora.

Visando diminuir a impedância da pele, antes de cada coleta, o dedo alvo do participante foi limpo utilizando-se álcool 70%, posteriormente houve a aplicação de gel condutor e em seguida posicionado os eletrodos.

### ***3.1.2 Identificação dos limiares***

Antes da aplicação do protocolo de caracterização sensorial, foi necessário encontrar para cada um dos participantes:

- i. O limiar de sensação, que corresponde a amplitude de corrente na menor frequência que será usada no protocolo (10Hz), em que o voluntário indica estar sentindo o estímulo;
- ii. O limiar de dor, a amplitude de corrente na maior frequência que será aplicada no protocolo (125Hz), em que o participante indique apresentar desconforto e quiser parar o estímulo;

Para realizar essas medições, a largura de pulso foi fixada em 500  $\mu$ s, a frequência em (i) fixada em 10 Hz e a frequência em (ii) fixada em 125 Hz. As medidas para cada um dos limiares foram realizadas em triplicata com um intervalo de 2 minutos entre elas, a fim de evitar a adaptação sensorial do sistema nervoso.

### ***3.1.3 Protocolo de caracterização sensorial***

Com os valores das medidas do limiar de sensação e de dor feitas anteriormente, realizou-se a média dos valores registrados durante a triplicata, e com esse resultado calculou-se 3 amplitudes, uma para cada um bloco de estimulação realizados posteriormente. Cada amplitude calculada se baseou em um dos tópicos a seguir:

- i. 50% acima do limiar de sensação;
- ii. 80% do limiar de dor;
- iii. Média entre i. e ii.;

Nos blocos, a fim de evitar acomodação rápida do sistema nervoso, as amplitudes foram apresentadas de maneira crescente, sendo o primeiro bloco usando o valor encontrado em (i), o segundo bloco o valor encontrado em (iii) e o terceiro bloco o valor encontrado em (ii). Cada bloco consistiu em duas etapas de 12 estímulos cada. Na primeira parte as frequências foram apresentadas de forma crescente e a segunda parte de maneira decrescente, sem que o voluntário soubesse previamente a ordem dos estímulos. No total foram 24 estímulos, cada um foi apresentado de 3-5 segundos, com a amplitude fixa na amplitude de corrente correspondente ao seu bloco e largura de pulso fixa em 500  $\mu$ s em todos os blocos, variando somente a frequência. As frequências usadas foram adaptadas do protocolo utilizado por (COSTA, 2021; MELLO, 2023), sendo elas, 10, 11, 13, 14, 17, 20, 25, 33, 50, 100, 111 e 125 Hz.

Após a aplicação de cada estímulo o voluntário respondia a quatro perguntas e, caso necessário, o estímulo era apresentado novamente visando obter maior acurácia de resposta.

As perguntas eram:

- i. Qual foi a intensidade da sensação percebida em uma escala de 0 a 10?

- ii. A sensação pareceu mais discreta ou contínua?
- iii. Houve alguma alteração na frequência do último estímulo em relação ao anterior (aumentou, diminuiu ou permaneceu a mesma)?
- iv. Quais sensações foram experimentadas durante a aplicação do estímulo?

Para criar o referencial ao responder à pergunta (i), no início de cada bloco foi apresentado o estímulo em 125 Hz, considerado o de intensidade 10 daquele bloco. Para responder à pergunta (iv) o participante foi instruído a escolher a partir de uma tabela de descritores retirada de (GRACZYK, 2022 adaptada por MELLO, 2023).

Tabela 2 - Lista de descritores para a qualidade da percepção evocada.

<b>Lista de descritores para a qualidade da percepção evocada</b>			
Formigamento	Pinicar	Choque elétrico	Choque mecânico
Cortante	Agulhamento	Pressão	Toque
Cãibras	Espremendo/apertando	Vibração	Buzzer/vibração de celular
Pulsando	Chocalhar	Batidinhas	Movimento
Tremores	Contração	Tensionar/tracionar	Alfinetada
Puxando	Picada	Coceira	Latejando
Pancada	Dolorido	Beliscões	Efervescente
Cócegas	Puxando		

Fonte: MELLO, 2023 adaptado de GRACZYK, 2022.

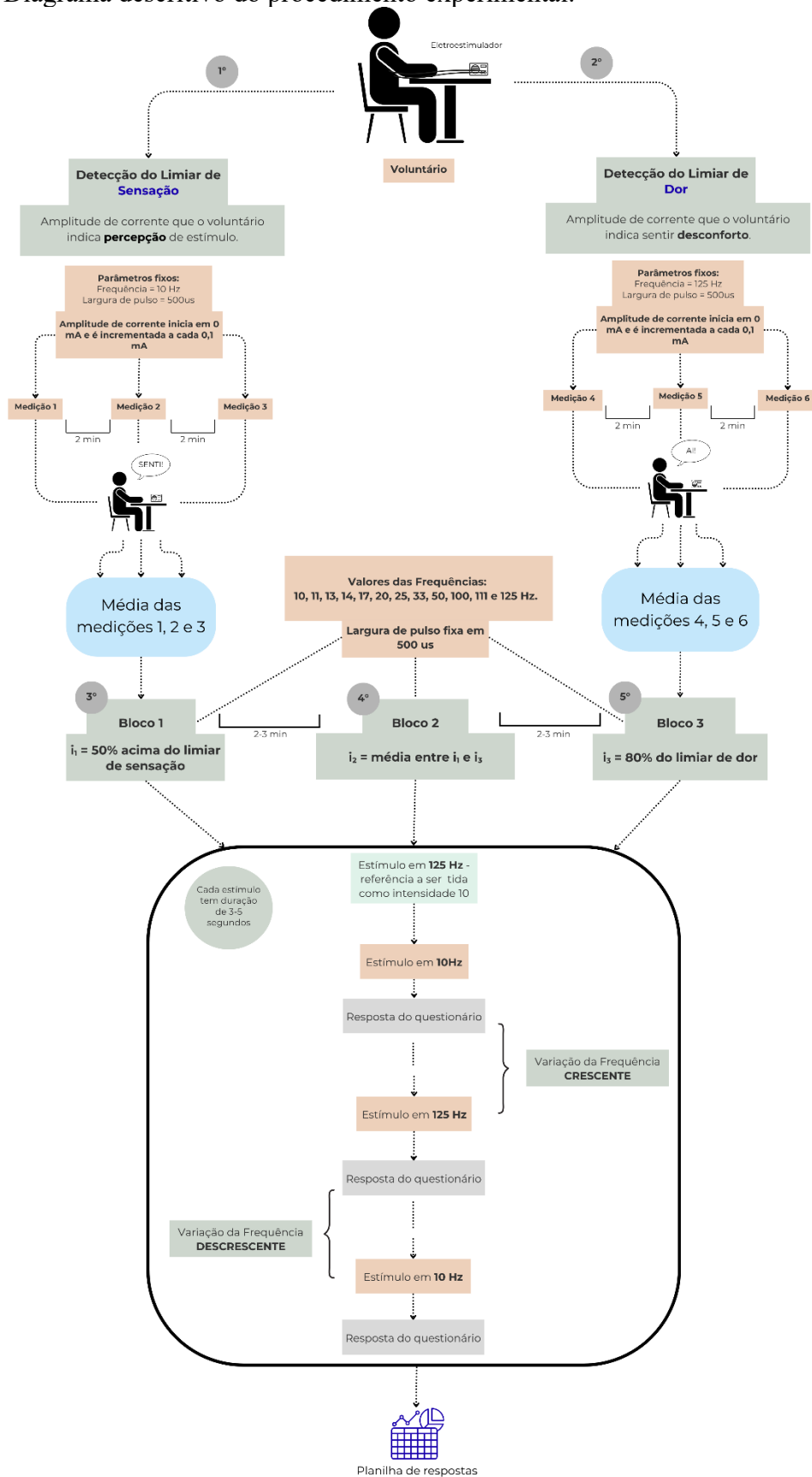
Entre cada bloco havia um intervalo de 2-3 minutos, para diminuir a adaptação do sistema nervoso sensorial. A imagem a seguir descreve o procedimento experimental.

### **3.1.4 Voluntários**

Participaram deste estudo, 9 voluntários com idades de 22-33 anos, sendo 7 mulheres, todos hígidos e de boa saúde. Todos foram instruídos sobre o procedimento e concordaram de livre vontade fazer parte do experimento. As coletas foram realizadas com os voluntários sentados confortavelmente e relaxados, com ambos os braços apoiados. Ressalta-se que os participantes não conheciam a ordem de apresentação dos estímulos aplicados.



Figura 9 - Diagrama descritivo do procedimento experimental.



Fonte: a autora.

### ***3.1.5 Comitê de Ética***

A pesquisa da qual este estudo faz parte foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia (CAAE: 82612724.4.0000.5152).

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1.1 Amplitudes de estimulação

A Tabela 3 apresenta os limiares médios dos voluntários e as amplitudes de corrente utilizadas em cada bloco de estimulação. Com essas informações, é possível identificar um limiar médio de sensação em 0,27 mA e um limiar médio de dor em 1,29 mA. Contudo, observa-se um alto desvio padrão, o que aponta a importância de se utilizar estímulos individuais e específicos para cada sujeito.

Tabela 3 - Limiares médios e amplitudes calculadas para cada bloco de estimulação.

Voluntário	Limiar Médio de Sensação (mA)	Limiar Médio de Dor (mA)	I1 (mA)	I2 (mA)	I3 (mA)
1	0,24	0,97	0,36	0,58	0,77
2	0,24	2,17	0,36	1,04	1,7
3	0,24	1,1	0,36	0,62	0,88
4	0,24	2,67	0,36	1,25	2,13
5	0,33	0,8	0,49	0,57	0,64
6	0,24	1	0,36	0,58	0,8
7	0,24	1,47	0,36	0,77	1,17
8	0,24	0,57	0,36	0,41	0,45
9	0,4	0,83	0,6	0,63	0,67
Média	0,27	1,29	0,4	0,72	1,02
Desvio Padrão	0,06	0,7	0,09	0,56	0,27

Fonte: a autora.

Os resultados obtidos nesta etapa estão em conformidade com os achados de MELLO (2023) que investigou os mesmos limiares para voluntários hígidos e amputados, e também teve uma variação mais significativa nos limiares de dor.

A Tabela 4 mostra os valores das amplitudes de corrente usadas em cada bloco do protocolo para cada sujeito.

Tabela 4 - Valores de corrente arredondados.

Voluntário	I1 (mA)	I2 (mA)	I3 (mA)
1	0,4	0,6	0,8
2	0,4	1	1,7
3	0,4	0,6	0,9
4	0,4	1,3	2,1
5	0,5	0,6	0,6
6	0,4	0,6	0,8
7	0,4	0,8	1,2
8	0,4	0,4	0,5
9	0,6	0,6	0,7

Fonte: a autora.

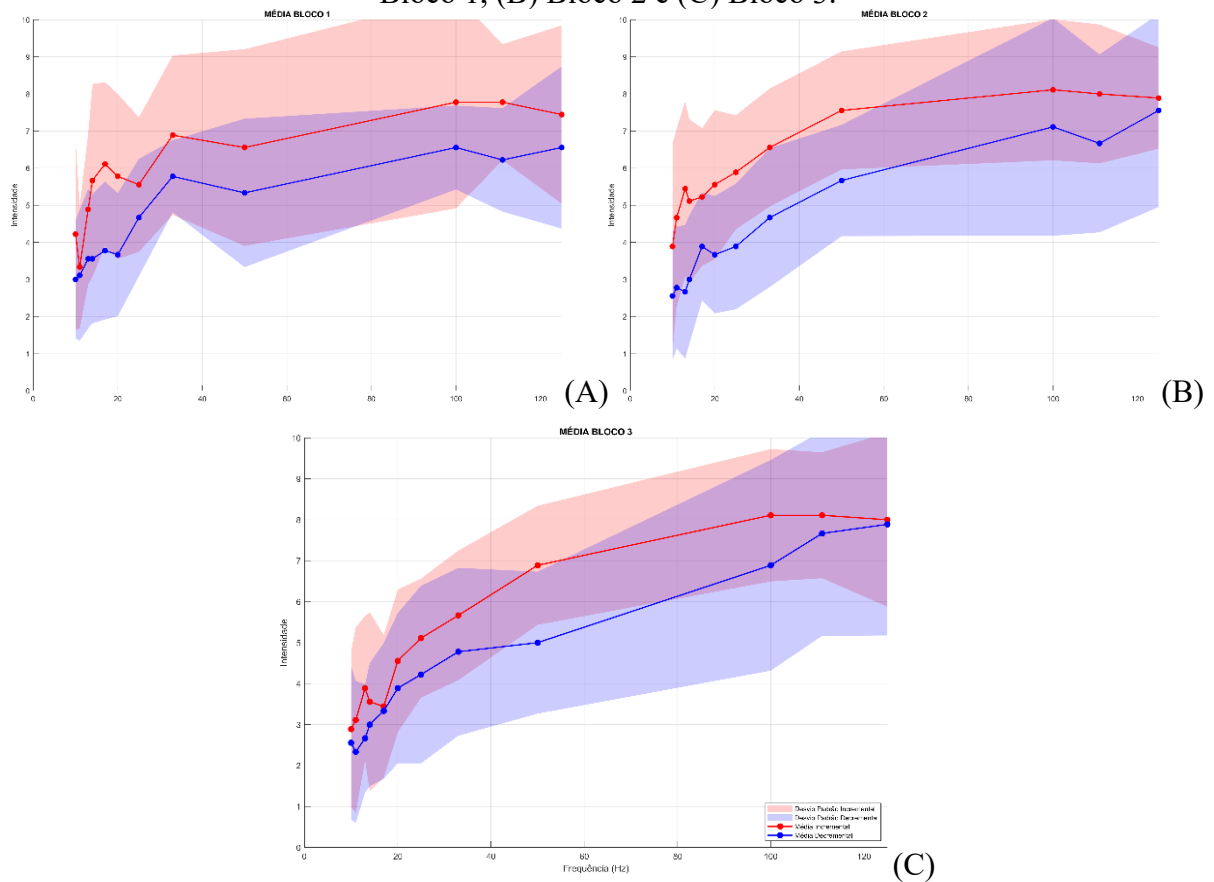
Importante observar que, com exceção dos voluntários 5 e 9, os outros tiveram o mesmo valor de corrente no limiar de sensação. Isso aconteceu porque o eletroestimulador possui um *offset* em 0,24 mA causado pelo conversor digital-analógico (embarcado no microcontrolador ESP32 – ver ESP32 Technical Reference Manual) responsável pelo ajuste da corrente. Assim, a versão em uso do aparelho não consegue aplicar corrente real igual a zero (este problema, identificado neste trabalho, foi corrigido a posteriori, após a finalização desta pesquisa).

Os voluntários foram instruídos a indicar, nas medições do limiar de sensação, qualquer sensação que fosse identificável, contudo, devido ao *offset* destacado acima, a maioria deles já identificava um estímulo a partir do momento em que o aparelho era energizado.

#### 4.1.2 Intensidade X Frequência

A Figura 10 é o resultado da média das respostas de todos os voluntários em cada bloco, a linha vermelha representa a média da parte em que os estímulos são apresentados de forma crescente e a nuvem em vermelho representa o seu desvio padrão, a linha azul indica a média da parte dos estímulos apresentados de maneira decrescente e a nuvem azul o seu desvio padrão. Observando esses dados se consegue perceber uma tendência no aumento da intensidade na fase incremental e uma redução de intensidade na fase decremental, além da relação entre o aumento da frequência e o aumento da intensidade percebida, assim como o esperado. Resultado que está de acordo com as observações de (COSTA, 2021; MELLO, 2023).

Figura 10 - Gráficos referentes à média e o desvio padrão de intensidade dos blocos. (A) Bloco 1, (B) Bloco 2 e (C) Bloco 3.



Fonte: a autora.

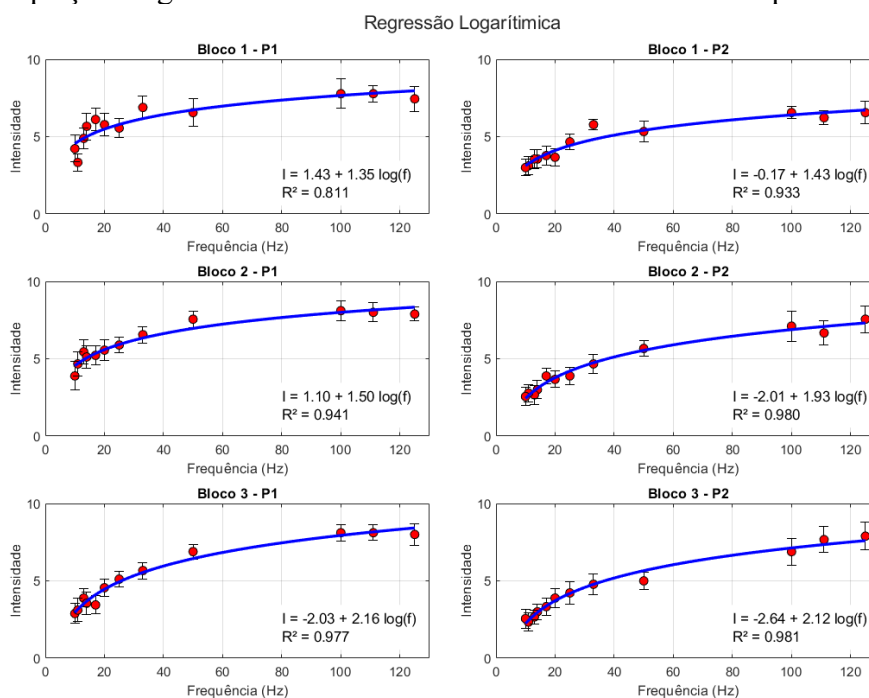
A partir dos dados médios buscou-se encontrar uma função que melhor descreve o comportamento do nível de intensidade percebido em relação a frequência de estimulação. Em (COSTA, 2021) a autora indica um padrão logarítmico para essas respostas, e em (MELLO, 2023) a autora comprovou esse padrão em seus experimentos também, então aplicou-se uma regressão logarítmica com o objetivo de encontrar equações no formato:

$$I = a + b * \log(f)$$

em que  $I$  é o valor da Intensidade média,  $f$  é a frequência de estimulação e  $a$  e  $b$  são os coeficientes de adaptação.

Os resultados da aplicação dessa regressão estão apresentados na Figura 11. Observa-se que a média entre os coeficientes de determinação ( $R^2$ ) é 0,94.

Figura 11 - Equações logarítmicas de cada fase em cada bloco e seus respectivos valores de  $R^2$ .



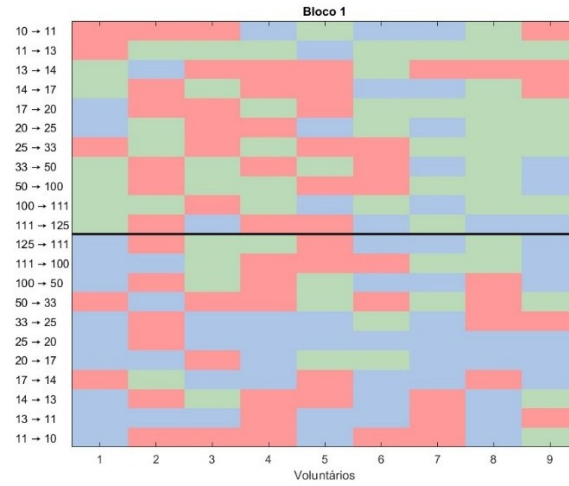
Fonte: a autora.

Esses achados vão de acordo com os resultados de COSTA, 2021, além de ser coerente com a fisiologia e o modelo elétrico da pele que, por ser um circuito RC em paralelo, se comporta fundamentalmente como um Filtro Passa-Alta. Como pode-se observar nas respostas médias dos voluntários, assim como na regressão logarítmica, as baixas frequências possuem uma percepção (intensidade) menor do estímulo e conforme as frequências aumentam essa percepção também aumenta. Porém, esse aumento não é indefinido, há um ponto que ela atinge uma constância na intensidade, mesmo com o aumento da frequência, esse fenômeno acontece porque conforme a impedância da pele diminui mais corrente chega nas fibras nervosas o que implica que o recrutamento dessas fibras alcança um nível de saturação da resposta ao estímulo.

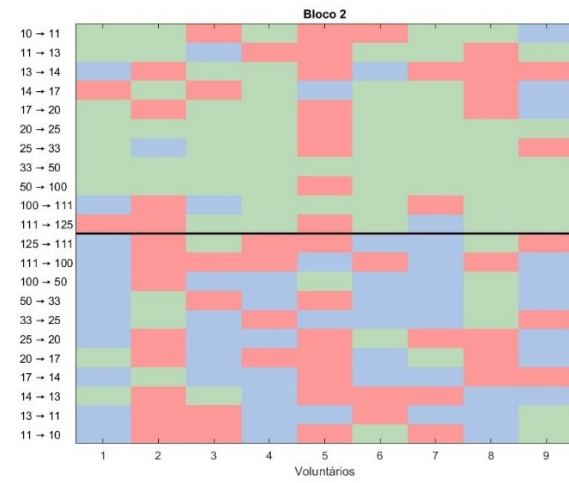
#### 4.1.3 Discriminação da mudança de frequência

O protocolo foi executado em escadaria, fase 1 incremental e fase 2 decremental, os voluntários não tinham conhecimento da ordem aplicada. Assim, buscou-se observar a percepção de mudança de frequência dos voluntários. A Figura 12 demonstra essa representação, com 1 indicando as respostas em que houve a percepção de aumento da frequência em relação ao estímulo anterior, 0 se a percepção foi de não alteração e -1 quando houve sensação de decremento da frequência.

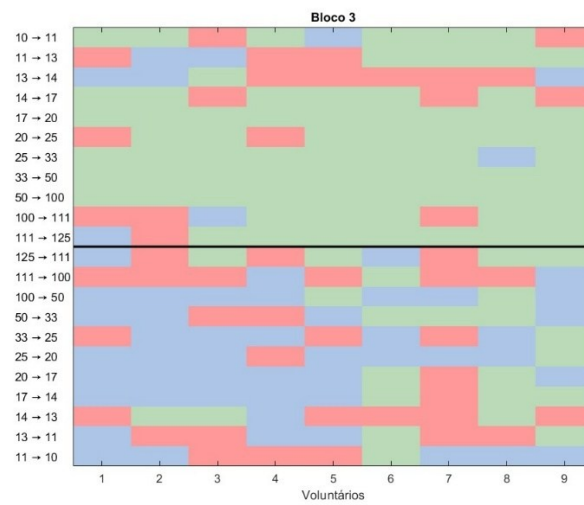
Figura 12 - Mapas referentes a percepção de mudança de frequência. (A) Bloco 1, (B) Bloco 2, (C) Bloco 3.



(A)



(B)



(C)

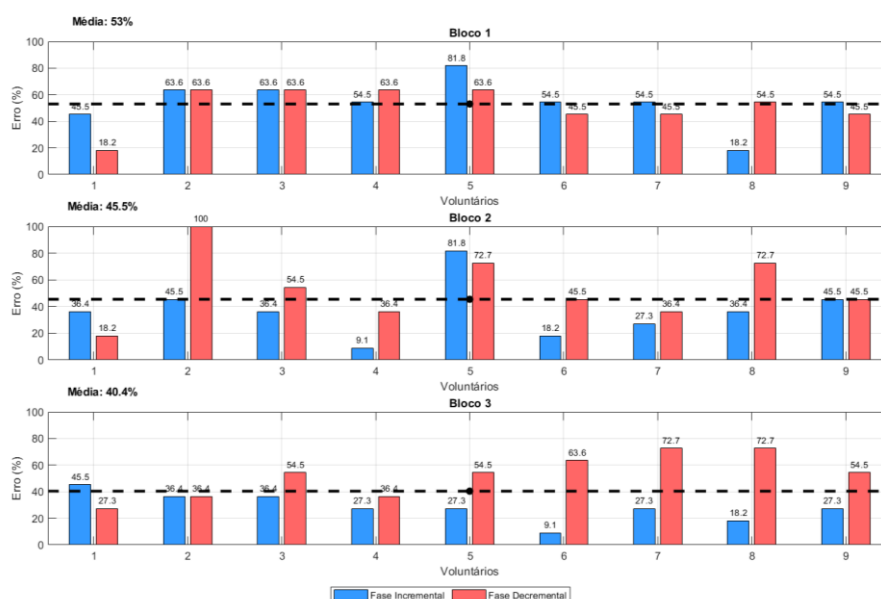
Fonte: a autora.

A Figura 13 representa a porcentagem de erro de cada voluntário, dividindo por bloco e fase, e a média referente aos blocos é representada pela linha tracejada preta. Observando esses dados, é facilmente perceptível a diminuição do erro conforme a mudança de blocos, o primeiro bloco com uma média percentual de erro de 53% e o terceiro bloco com 40,4%.

Uma das hipóteses para essa ocorrência é a apresentação dos estímulos ser em escadaria em todos os blocos, o que facilita o costume do voluntário com o protocolo, além da acomodação do sistema nervoso, que pode ser observada no Anexo B onde mostra os gráficos individuais dos voluntários e se nota que recorrentemente não percebiam o estímulo de 125 Hz como o de intensidade 10 (como lhes era apresentado no início de cada bloco).

Outra hipótese é que a amplitude de corrente utilizada no bloco 1 não foi suficiente para distinguir as mudanças de frequência, já que conforme foi aumentada nos blocos seguintes a diferenciação ficou mais clara. De forma geral, pode-se afirmar que o erro percentual das fases decrementais foram maiores em relação ao erro da fase incremental, destacando os dados do voluntário 2 durante a fase decremental do bloco 2 que obteve 100% de erro, e majoritariamente indicou os estímulos como a mesma frequência havendo apenas 3 pontos de mudança (como demonstrado na Figura 12 (B)) sensação de aumento da frequência na mudança de 50 Hz para 33 Hz, seguida de sensação de aumento de 33 Hz para 25 Hz e novamente quando houve a mudança de 17 Hz para 14 Hz. Algo semelhante ocorreu no mesmo bloco, mas com o voluntário 5 que possui uma porcentagem de erro mais acentuada em ambas as fases.

Figura 10 - Gráfico de barra referente ao erro da percepção de mudança da frequência em cada bloco. A linha preta tracejada indica a média.



Fonte: a autora.

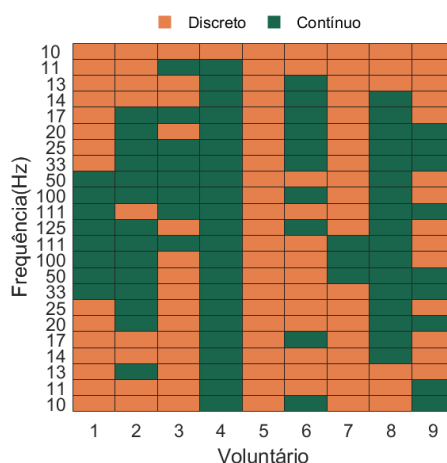


#### 4.1.4 Percepção de discreto e contínuo

Nesta pergunta (iii) o objetivo foi identificar se o voluntário consegue perceber cada pulso de maneira independente (discreto) ou em bloco (contínuo). Assim, a Figura 10 mostra as respostas dos participantes em cada Bloco de estimulação, tanto na parte incremental como na parte decremental. A percepção da sensação variou significativamente de sujeito para sujeito, mas observa-se uma tendência em que as frequências 10-20Hz foram majoritariamente identificadas como discretas, e as frequências de 100-125Hz como contínuas.

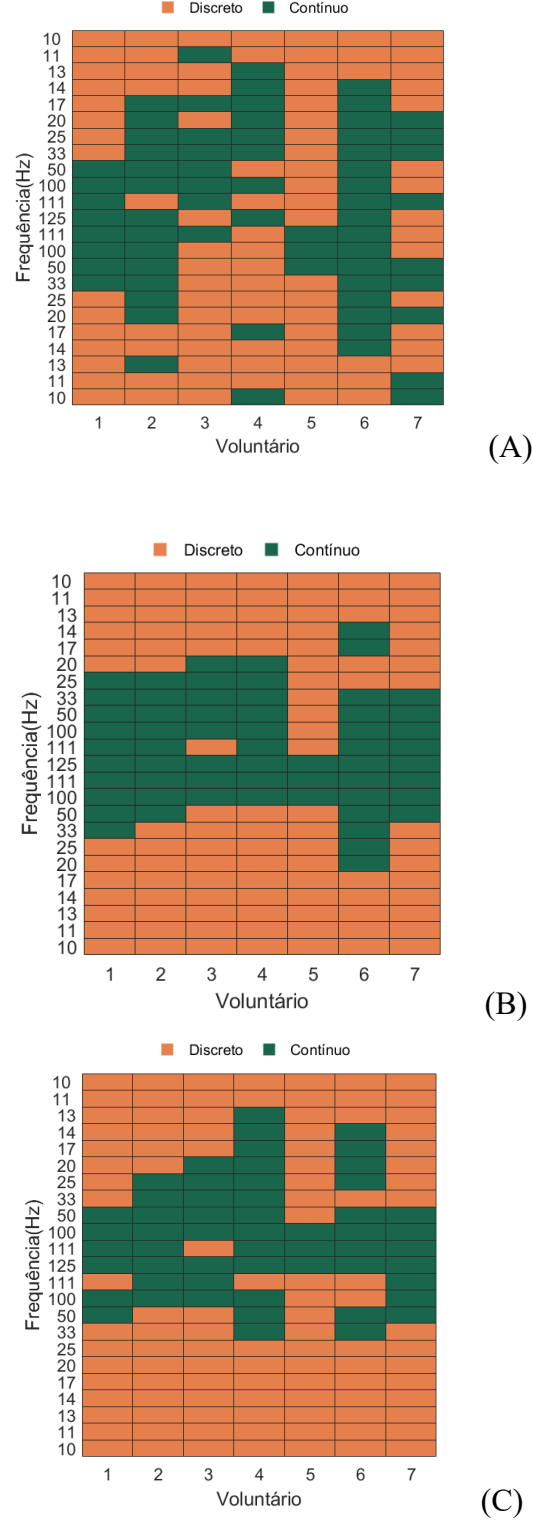
Com exceção do voluntário 4 que teve quase todos os seus estímulos classificados como contínuos, e o voluntário 5 que teve todos os estímulos classificados como discretos em todos os 3 blocos, o que os caracteriza como Outliers (a Figura 13 mostra os dados do bloco 1 incluindo esses voluntários). Podemos observar uma distribuição mais homogênea nos blocos 2 e 3, com as frequências iniciais sendo identificadas como discretas e as frequências ‘no meio’ como contínuas, porém no bloco 1 não podemos afirmar isso pois muitos voluntários intercalaram entre discreto e contínuo em vários momentos. Isso pode ter acontecido nesse primeiro bloco por ter sido o primeiro contato dos participantes com o protocolo, e no decorrer da aplicação foram se familiarizando com os conceitos apresentados e com os padrões de estimulação.

Figura 11 - Demonstração da percepção de discreto e contínuo com os dados dos voluntários 4 e 5 no Bloco 1.



Fonte: a autora.

Figura 12 - Visualização das respostas dos voluntários a pergunta referente a percepção discreto ou contínuo. (A) Bloco 1, (B) Bloco 2, (C) Bloco 3.

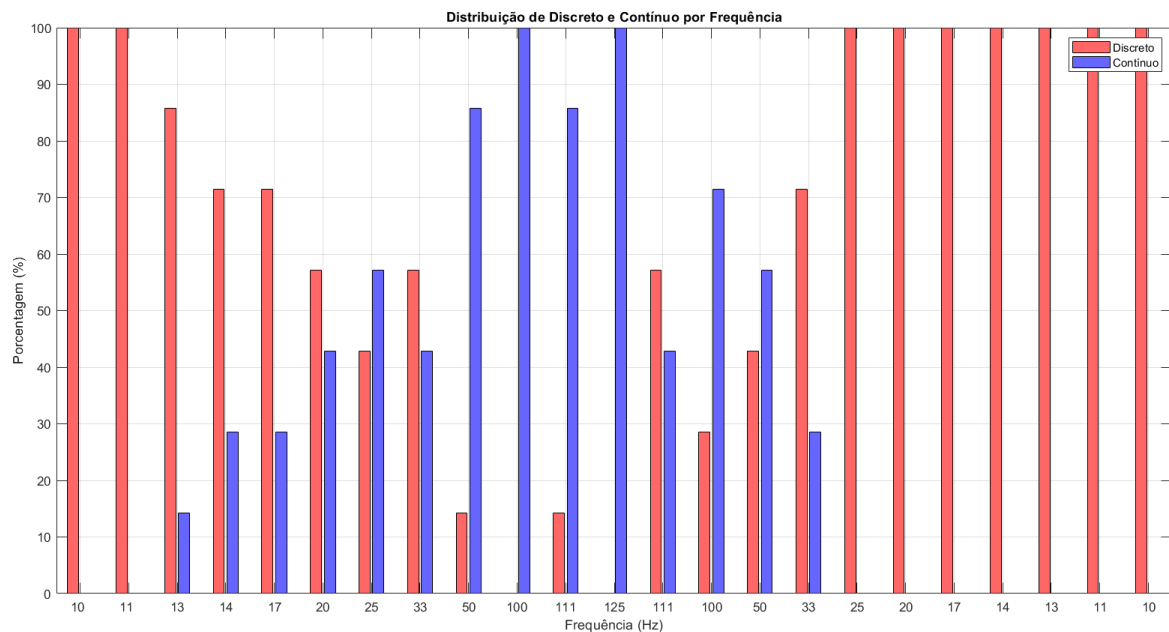


Fonte: a autora.

A Figura 16 apresenta a porcentagem da percepção de contínuo e discreto que cada frequência em cada fase dos blocos. Nessa visualização é mais fácil identificar as frequências

bem definidas como contínuas, entre 50 Hz e 125 Hz, e discretas, de 10 Hz a 33 Hz. Esse achado vai de acordo com os resultados obtidos por (COSTA, 2021; MELLO, 2023). É notável como as frequências de 25 Hz a 10 Hz na fase decremental tiveram 100% de percepção como discretas, o que pode indicar uma maior facilidade de identificação de estímulos na fase decremental.

Figura 13 - Porcentagem de uso de discreto e contínuo por frequência nas duas fases dos blocos.

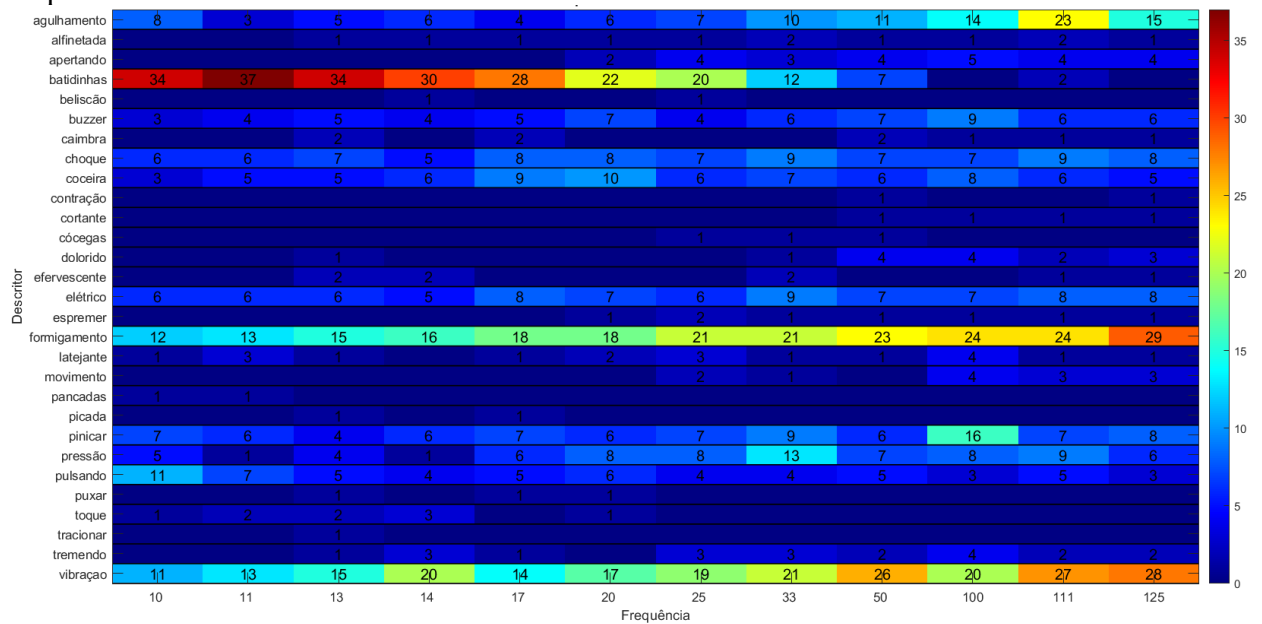


Fonte: a autora.

#### 4.1.5 Descritores

Durante o experimento, o voluntário tinha em mãos a Tabela 2 para poder responder à pergunta (iv). O objetivo foi o de observar os mais usados de acordo com o estímulo, principalmente com a mudança da frequência. A Figura 17 mostra o mapa de calor da quantidade utilizada de cada descritor em cada frequência. Nela pode-se observar que “batidinhas” foi o descritor mais utilizado nas frequências abaixo de 50 Hz, com predominância de uso em 11 Hz. Em relação as frequências acima ou igual a 50 Hz, houve predominância dos descritores “vibração” e “formigamento”, com a quantidade de aparecimentos bem próximas, nos dois a frequência de 125 Hz foi a com maior incidência.

Figura 14 - Mapa de calor referente a quantidade de vezes que cada descritor foi utilizado por frequência.



Fonte: a autora.

A Tabela 5 faz o compilado dos 9 descritores mais utilizados nas frequências abaixo de 50 Hz e nas frequências acima ou igual a 50 Hz, em ordem crescente de incidência. Essa conclusão de separação foi observada na análise de percepção discreto ou contínuo. Os descritores corroboram com a análise do tópico anterior, já que as frequências abaixo de 50 Hz foram mais consideradas como discretas e o descritor “Batidinhas” foi o mais utilizado nesse intervalo, fazendo sentido de que as sensações dessas frequências são percebidas como pulsos separados. Apesar de “Vibração” também ter grande incidência em baixas frequências, sua predominância foi em altas frequências em que é mais comum sentir os estímulos como um bloco constante.

Vale ressaltar que “Formigamento” teve incidência de aparição bem próxima em ambas as divisões, podendo ser interpretado que é uma sensação independente da frequência de estimulação, sendo mais afetada pela amplitude do estímulo.

Tabela 5 - Descritores mais utilizados em frequências abaixo de 50 Hz e igual e acima de 50 Hz.

< 50 Hz	≥ 50 Hz
Batidinhas	Vibração
Formigamento	Formigamento

Vibração	Agulhamento
Choque Elétrico	Pinicar
Pinicar	Choque Elétrico
Cocceira	Pressão
Agulhamento	Buzzer
Pressão	Cocceira
Pulsar	Apertar

Fonte: a autora.

## 5 CONCLUSÃO

Os diversos experimentos, realizados com voluntários humanos, comprovam a eficácia do equipamento de eletroestimulação transcutâneo desenvolvido por Silva (2023). Os mecanismos de controle de corrente e tensão do dispositivo garantem operação segura e sem riscos aos sujeitos. Da mesma forma, os diversos parâmetros programáveis do dispositivo permitem evocar distintas sensações táteis, diferenciáveis em termos de intensidade e tipo de sensação. Desta forma, os experimentos e os resultados observados nos permitem concluir que os objetivos propostos para este trabalho foram devidamente cumpridos.

Durante a execução desse trabalho houve a identificação do offset no aparelho eletroestimulador. Essa descoberta foi informada e corrigida na próxima versão do aparelho.

É importante observar ainda que, conforme observado em outros estudos, verificou-se a necessidade de personalização dos limiares de estimulação utilizados. Diante disso, equipamentos que permitam programações precisas, como o usado nesta pesquisa, são essenciais para aplicações que visam a restauração sensorial.

Para trabalhos futuros, propõe-se a avaliação de uma amostra de voluntários maior que a aqui utilizada, buscando sedimentar as conclusões com dados ainda mais significativos estatisticamente, bem como a realização de experimentos com sujeitos portadores de amputações.

## REFERÊNCIAS

**ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 5891: Regras para arredondamento de números.** Rio de Janeiro, 2014.

ABRAIRA, Victoria E. ; GINTY, David D. The Sensory Neurons of Touch. **Neuron**, v. 79, n. 4, p. 618–639, 2013. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3811145/>>. Acesso em: 10 mar. 2025.

BEAR, Mark F; CONNORS, Barry W ; PARADISO, Michael A. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. 4. ed. [s.l.]: Artmed Editora, 2017.

BEDRAOUI, A. Current Technological Advances Using Invasive and Non-Invasive Methods in Upper Extremity Limb Prosthetics A Review. **figshare**. 7 set. 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.21041260.v1>. Acesso em: 9 abr. 2025

BORA, Dhruva Jyoti ; DASGUPTA, Rajdeep. Estimation of skin impedance models with experimental data and a proposed model for human skin impedance. **IET Systems Biology**, v. 14, n. 5, p. 230–240, 2020.

CORNIANI, Giulia ; SAAL, Hannes P. Tactile innervation densities across the whole body. **Journal of Neurophysiology**, v. 124, n. 4, p. 1229–1240, 2020. Disponível em: <<https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.00313.2020>>. Acesso em: 30 mar. 2025.

COSTA, Ana Clara Pereira Resende da. **Modelo neuromórfico para estimulação transcutânea e otimização dos níveis de percepção sensorial**. Dissertação, Universidade Federal de Uberlândia, 2021. Disponível em: <<https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/31236>>. Acesso em: 7 fev. 2025.

DA COSTA, Ana Clara Pereira Resende; SIQUEIRA JUNIOR, Ailton Luiz Dias; DE CASTRO OLIVEIRA, Filipe Augusto; *et al.* Electrodermal stimulation variant analysis for optimum perception in somatosensory feedback protocols. **Research on Biomedical Engineering**, v. 38, n. 2, p. 451–463, 2022.

DIETZ, V. ; FOUAD, K. Restoration of sensorimotor functions after spinal cord injury. **Brain**, v. 137, n. 3, p. 654–667, 2013.

DORGAN, S.J. ; REILLY, R.B. A model for human skin impedance during surface functional neuromuscular stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 7, n. 3, p. 341–348, 1999.

FELDMAN, Eva L.; CALLAGHAN, Brian C.; POP-BUSUI, Rodica; *et al.* Diabetic neuropathy. **Nature Reviews Disease Primers**, v. 5, n. 1, 2019. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/s41572-019-0092-1>>. Acesso em: 10 abr. 2025.

GRACZYK, Emily L.; CHRISTIE, Breanne P.; HE, Qinqu; *et al.* Frequency Shapes the Quality of Tactile Percepts Evoked through Electrical Stimulation of the Nerves. **The Journal of Neuroscience**, v. 42, n. 10, p. 2052–2064, 2022.

GUYTON, Arthur C ; HALL, John E. **Tratado de fisiologia médica**. 14. ed. [s.l.]: Barcelona Elsevier España D.L, 2021.

HSU, Gavin; FARAHANI, Forouzan ; PARRA, Lucas C. Cutaneous sensation of electrical stimulation waveforms. **Brain Stimulation**, v. 14, n. 3, p. 693–702, 2021.

JAKUBIAK, Brittany K. ; FEENEY, Brooke C. Affectionate Touch to Promote Relational, Psychological, and Physical Well-Being in Adulthood: A Theoretical Model and Review of the Research. **Personality and Social Psychology Review**, v. 21, n. 3, p. 228–252, 2016.

JULIUS, David ; BASBAUM, Allan I. Molecular mechanisms of nociception. **Nature**, v. 413, n. 6852, p. 203–210, 2001. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/35093019>>. Acesso em: 8 abr. 2025.

KANDEL, Eric R ; AL, Et. **Principles of neural science**. 5. ed. New York ; London: Mcgraw-Hill Medical, 2013.

LIEBANO, RICHARD ELOIN. **ELEOTERAPIA APLICADA A REABILITACAO dos fundamentos as evidencias**. 1. ed. [S.l.]: THIEME REVINTER PUBLICACO, 2021.

MELLO, Júlia Nepomuceno. **Avaliação Neuro-psicofisiológica de Protocolos de Estimulação Eletrotátil para Feedback Sensorial**. Tese, Universidade Federal de Uberlândia, 2023. Disponível em: <<https://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/39111/1/AvaliacaoNeuroPsicofisiologica.pdf>>. Acesso em: 10 out. 2024.



MICERA, Silvestro; CALEO, Matteo; CHISARI, Carmelo; *et al.* Advanced Neurotechnologies for the Restoration of Motor Function. **Neuron**, v. 105, n. 4, p. 604–620, 2020.

OSBORN, Luke; FIFER, Matthew; MORAN, Courtney; *et al.* Targeted Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation for Phantom Limb Sensory Feedback. **IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference : healthcare technology : [proceedings]. IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference**, v. 2017, p. 10.1109/biocas.2017.8325200, 2017. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33899051/>>. Acesso em: 9 fev. 2025.

PASLUOSTA, Cristian; KIELE, Patrick ; STIEGLITZ, Thomas. Paradigms for restoration of somatosensory feedback via stimulation of the peripheral nervous system. **Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 129, n. 4, p. 851–862, 2018. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29343415/>>. Acesso em: 5 mar. 2025.

PECKHAM, P. Hunter ; KNUTSON, Jayme S. Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v. 7, n. 1, p. 327–360, 2005.

PROSKE, Uwe ; GANDEVIA, Simon C. The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. **Physiological Reviews**, v. 92, n. 4, p. 1651–1697, 2012. Disponível em: <<https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/physrev.00048.2011>>. Acesso em: 10 abr. 2025.

PURVES, Dale; AUGUSTINE, George J; FITZPATRICK, David; *et al.* **Neuroscience**. 6. ed. [s.l.]: New York Oxford University Press, 2018.

RASPOPOVIC, S.; CAPOGROSSO, M.; PETRINI, F. M.; *et al.* Restoring Natural Sensory Feedback in Real-Time Bidirectional Hand Prostheses. **Science Translational Medicine**, v. 6, n. 222, p. 222ra19–222ra19, 2014.

SANTANA, Josimari Melo De ; AVILA, Mariana Arias. Transcutaneous electrical nerve stimulation for pain relief: have you kept up with scientific updates? **Brazilian Journal Of Pain**, v. 7, 2024. Disponível em: <<https://doi.org/10.5935/2595-0118.20240036-en>>. Acesso em: 10 abr. 2025.

SILVA, V. H. B.; ALMADA, L. L. ; SOARES, A. B. **FUNCTIONAL VALIDATION OF A TACTILE FEEDBACK SYSTEM FOR UPPER LIMB PROSTHESES USERS BASED ON ELECTRODERMAL STIMULATION**. [s.l.]: CBEB - Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2024.

SILVA, Victor Henrique Bértoli da. **Desenvolvimento de um sistema de feedback tátil para usuários de prótese de membro superior baseado em estimulação eletrodérmica**. [s.l.]: Universidade Federal de Uberlândia, 2023. Disponível em: <<https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/38498>>. Acesso em: 7 out. 2024.

SLUKA, Kathleen A ; WALSH, Deirdre. Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. **The journal of pain : official journal of the American Pain Society**, v. 4, n. 3, p. 109–21, 2003. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14622708>>. Acesso em: 9 abr. 2025.

SPARLING, Tawnee L; IYER, Laxmi; PASQUINA, Paul F; *et al.* Cortical Reorganization after Limb Loss: Bridging the Gap between Basic Science and Clinical Recovery. **PubMed**, v. 44, n. 1, 2024.

TAN, D. W.; SCHIEFER, M. A.; KEITH, M. W.; *et al.* A neural interface provides long-term stable natural touch perception. **Science Translational Medicine**, v. 6, n. 257, p. 257ra138–257ra138, 2014.

TORTORA, Gerard J; SANDRA REYNOLDS GRABOWSKI; ALEXANDRE LINS WERNECK; *et al.* **Princípios de anatomia e fisiologia**. 14. ed. Rio De Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.

VALLBO, A. B. (1995). Single-afferent neurons and somatic sensation in humans. In Michael S. Gazzaniga, **The Cognitive Neurosciences**. MIT Press. pp. 237--252.

ZHANG, Jie; CHOU, Chih-Hong; HAO, Manzhao; *et al.* Somatotopically Evoked Tactile Sensation via Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Improves Prosthetic Sensorimotor Performance. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 32, n. 1, p. 2815–2825, 2024.

**ESP32 Technical Reference Manual.** [s.l.: s.n., s.d.]. Disponível em: <[https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_technical\\_reference\\_manual\\_en.pdf#sensor](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_technical_reference_manual_en.pdf#sensor)>.

**ANEXO A – TABELA COM OS VALORES DA TRIPLICATA DO LIMIAR**

<b>Voluntário</b>	<b>Limiar de sensação (mA)</b>			<b>Limiar de dor (mA)</b>		
	<b>1º</b>	<b>2º</b>	<b>3º</b>	<b>1º</b>	<b>2º</b>	<b>3º</b>
1	0,24	0,24	0,24	0,9	0,9	1,1
2	0,24	0,24	0,24	0,5	4	2
3	0,24	0,24	0,24	0,6	1,4	1,3
4	0,24	0,24	0,24	0,6	2	5,4
5	0,5	0,24	0,24	0,8	0,7	0,9
6	0,24	0,24	0,24	0,8	1	1,2
7	0,24	0,24	0,24	1,1	1,5	1,8
8	0,24	0,24	0,24	0,5	0,6	0,6
9	0,4	0,4	0,4	0,8	0,9	0,8

ANEXO B – GRÁFICOS DE INTENSIDADE POR FREQUÊNCIA DE CADA VOLUNTÁRIO

