



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**



**VICTOR HENRIQUE BÉRTOLI DA SILVA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE *FEEDBACK* TÁTIL PARA  
USUÁRIOS DE PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR BASEADO EM  
ESTIMULAÇÃO ELETRODÉRMICA**

Uberlândia  
2023

**VICTOR HENRIQUE BÉRTOLI DA SILVA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE *FEEDBACK* TÁTIL PARA  
USUÁRIO DE PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR BASEADO EM  
ESTIMULAÇÃO ELETRODÉRMICA**

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso do Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD

---

Assinatura do Orientador

Uberlândia  
2023

Dedico este trabalho com profunda gratidão e amor aos meus queridos pais, avós, irmãos e familiares. Sua constante presença, apoio incondicional e encorajamento ao longo desta jornada acadêmica foram fundamentais. A vocês, minha base e fonte de inspiração, minha eterna admiração e gratidão.

## **AGRADECIMENTOS**

Aqui deixo meus sinceros agradecimentos a todas as pessoas que fizeram parte desta jornada acadêmica e contribuíram para o sucesso deste trabalho.

Aos meus amados pais, Welington e Joyce, por seu amor incondicional, apoio constante e por acreditarem em mim. Aos meus queridos avós Eugênio, Marli, Ricardo e Geralda, por seu carinho, sabedoria e exemplos de vida inspiradores. Aos meus irmãos Ana Luiza e João Pedro, por compartilharem comigo tantos momentos especiais. À minha namorada Bianca, por todo amor, compreensão e motivação que me proporciona todos os dias. Agradeço também a todos os familiares, cujo apoio e presença são imensamente valorizados.

Ao meu estimado orientador, Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares, expressei minha profunda gratidão e admiração. Sua orientação, incentivo, confiança em meu potencial e paciência foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho. Agradeço por abrir meus olhos para novas perspectivas e me impulsionar a ir além dos meus limites.

Aos meus amigos da 23ª turma, Clóvis, Lucas, Guilherme, Leonardo, Marcos, da 24ª turma, Vinicius e da 25ª turma, Igor, Solano, João Vitor, meu profundo agradecimento pelas palavras de incentivo, apoio mútuo, companheirismo e momentos de descontração que tornaram essa trajetória acadêmica muito mais proveitosa, descontraída e divertida.

Ao Danilo Brasil, meu sincero agradecimento por todo o conhecimento transmitido e pela parceria durante e após meu estágio.

Ao Victor Lopes, com quem dividi minha moradia, minha profunda gratidão pelo incentivo, apoio e por todos os momentos compartilhados. Agradeço também a seus pais, Glauco e Antonella Lopes, pelo apoio e acolhimento.

Que este agradecimento reflita o carinho, gratidão e respeito que tenho por cada um. Muito obrigado por fazerem parte da minha jornada e por tornarem tudo isso possível.

## RESUMO

A amputação afeta tanto fisicamente quanto emocionalmente a vida de um indivíduo, devido às limitações de movimento e alterações estéticas. A protetização, com o uso de próteses, desempenha um papel crucial na reabilitação do amputado, proporcionando melhor qualidade de vida e permitindo a retomada de atividades. No entanto, o uso de próteses para membros superiores é frequentemente rejeitado devido à falta de mobilidade e dificuldade de manuseio. Nesse contexto, este estudo concentrou-se no desenvolvimento de um dispositivo de feedback tátil para usuários de próteses de membro superior. O equipamento projetado foi submetido à testes e apresentou ótima resolução de tempo e intensidade de corrente, baixo ruído associado ao sinal e funcionamento eficaz em função do tempo. Para modulação do sinal foi desenvolvido um aplicativo *mobile* conectando um dispositivo ao sistema de *feedback* tátil por BLE (*Bluetooth Low Energy*), permitindo testes e análises dos limiares de percepção e dor para os usuários. A integração de dispositivos BLE se mostrou simples e eficiente, permitindo futuras conexões com próteses apropriadas. A fidelidade do sinal real ao protocolo de estimulação em que o sistema é submetido, com a ressalva da necessidade da remoção de transientes presentes no sinal, evidencia o potencial de evocar sensações táteis aos usuários de prótese de membro superior através do equipamento desenvolvido.

Palavras-chave: *Feedback* Tátil, Estimulação Eletrodérmica, Amputados, Prótese.

## **ABSTRACT**

Amputation profoundly affects both the physical and emotional aspects of an individual's life, due to movement limitations and aesthetic alterations. Prosthetic rehabilitation plays a crucial role in restoring the functionality and improving the quality of life for amputees, enabling them to resume daily activities. However, the use of upper limb prostheses is often hindered by limited mobility and handling difficulties. In this context, this study focused on the development of a tactile feedback device for users of upper limb prostheses. The designed equipment underwent testing and demonstrated excellent time resolution and current intensity, low associated signal noise, and effective operation over time. An accompanying mobile application was developed for signal modulation, connecting a device to the tactile feedback system via BLE (Bluetooth Low Energy), facilitating tests and analysis of perception and pain thresholds for users. The integration of BLE devices proved to be straightforward and efficient, allowing for future connections with appropriate prostheses. The fidelity of the real signal to the stimulation protocol to which the system is subjected, with the caveat of transient signal removal, highlights the potential to evoke tactile sensations for users of upper limb prostheses through the developed equipment.

**Keywords:** Tactile Feedback, Electrodermal Stimulation, Amputees, Prosthesis.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – Diferentes tipos de receptores sensoriais da pele.....	16
FIGURA 2 – Modelo de três camadas para impedância da pele.....	20
FIGURA 3 – Ilustração do mapa dos dedos projetados no coto de um paciente amputado de antebraço.....	22
FIGURA 4 – Forma de onda de pulso bifásico balanceado .....	24
FIGURA 5 – Modelo de impedância da pele para membros superiores .....	26
FIGURA 6 – Montagem do XTR111 com limitador de corrente no circuito.....	28
FIGURA 7 – Exemplo de funcionamento de uma ponte em H .....	29
FIGURA 8 – Montagem da ponte em H no circuito.....	30
FIGURA 9 – Montagem do IR2110 no circuito.....	31
FIGURA 10 – Diagrama de bloco do <i>hardware</i> .....	32
FIGURA 11 – <i>Hardware</i> desenvolvido .....	33
FIGURA 12 – Tela do aplicativo .....	34
FIGURA 13 – Diagrama de bloco do <i>software</i> .....	35
FIGURA 14 – Diagrama de bloco do <i>firmware</i> .....	36
FIGURA 15 – Sinal durante o terceiro teste .....	38
FIGURA 16 – Transientes do sinal .....	39

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Requisitos para o desenvolvimento do equipamento de <i>feedback</i> tátil baseado em estimulação eletrodérmica.....	25
TABELA 2 – Resultado do segundo teste com corrente igual a 2 mA.....	36
TABELA 3 – Resultado do segundo teste com corrente igual a 4 mA.....	36



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BLE – *Bluetooth Low Energy*

CDA – Conversor Digital-Analógico

CE – Capacitância da Epiderme

EF – *Error Flag*

MOSFET – Transistor de Efeito de Campo de Semicondutor de Óxido de Metal

RAM - Memória de Acesso Aleatório

RD – Resistência da Derme

RE – Resistência da Epiderme

$V_{be}$  – Tensão Base-Emissor

$V_{in}$  – Tensão de Entrada

## Sumário

<b>CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
1.1. APRESENTAÇÃO GERAL DO PROBLEMA.....	12
1.2. OBJETIVOS .....	13
1.2.1. OBJETIVO GERAL .....	13
1.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	13
1.3. JUSTIFICATIVA .....	14
<b>CAPÍTULO 2 – ESTADO DA ARTE .....</b>	<b>15</b>
2.1. PELE.....	15
2.1.1. CARACTERÍSTICAS GERAIS .....	15
2.1.1.1. Epiderme .....	15
2.1.1.2. Derme .....	15
2.1.1.3. Hipoderme .....	16
2.1.2. RECEPTORES SENSORIAIS.....	16
2.1.2.1. Discos de <i>Merkel</i> .....	17
2.1.2.2. Corpúsculo de <i>Pacini</i> .....	17
2.1.2.3. Corpúsculo de <i>Meissner</i> .....	17
2.1.2.4. Corpúsculo de <i>Ruffini</i> .....	18
2.1.2.5. Terminações Nervosas Livres .....	18
2.1.1. PROPRIEDADES ELÉTRICAS .....	18
2.2. SISTEMA NERVOSO .....	20
2.2.1. CARACTERÍSTICAS GERAIS .....	20
2.2.2. SENSações SOMÁTICAS .....	21
2.2.3. SISTEMA NERVOSO EM AMPUTADOS .....	21
2.3. <i>FEEDBACK</i> TÁTIL .....	22
2.3.1. CARACTERÍSTICAS GERAIS .....	22
2.3.2. <i>FEEDBACK</i> TÁTIL POR ESTIMULAÇÃO ELETRODÉRMICA.....	23
<b>CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA.....</b>	<b>25</b>
3.1. Requisitos do Projeto .....	25
3.2. Experimentos de Validação em Bancada .....	25

<b>CAPÍTULO 4 - RESULTADOS .....</b>	<b>27</b>
4.1. Projeto e Desenvolvimento do <i>Hardware</i> .....	27
4.2. Projeto e Desenvolvimento do <i>Software</i> .....	33
4.3. Projeto e Desenvolvimento do <i>Firmware</i> .....	35
4.4. Resultados dos Experimentos de Validação em Bancada .....	<b>Erro! Indicador não definido.</b>
<b>CAPÍTULO 5 - DISCUSSÕES .....</b>	<b>39</b>
<b>CAPÍTULO 6 - CONCLUSÃO.....</b>	<b>41</b>
<b>CAPÍTULO 7 - BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>42</b>
<b>CAPÍTULO 8 - APÊNDICE .....</b>	<b>47</b>
Apêndice A - Projeto Esquemático do <i>Hardware</i> .....	48
Apêndice B - Projeto da Placa de Circuito Impressa .....	51
Apêndice C - Código Comentado do <i>Firmware</i> .....	52

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1. Apresentação geral do problema

A amputação traz grandes mudanças ao cotidiano de um indivíduo, tanto físicas quanto emocionais, decorrente das limitações de movimentos e alterações estéticas, impossibilitando a execução de atividades específicas, impondo mudanças de hábitos e impactando sua participação social (BIFFI, et al., 2017). Este procedimento traz características corporais que podem ser consideradas desvantagens entre os indivíduos, levando a um descrédito socialmente construído (PAIVA; GOELLNER, 2008). Segundo Montiel, Vargas e Leal (2012), a incidência de amputações varia de 2,8 a 43,9 a cada 100.000 habitantes em todo o mundo.

A protetização é o principal meio de obter importantes ganhos funcionais, substituindo o órgão ou membro removido e sendo parte fundamental da reabilitação do amputado, podendo proporcionar uma melhor qualidade de vida ao usuário e a retomada de determinadas atividades (RODRIGUES, 2011). Atualmente, no mercado, é possível encontrar próteses passivas, movidas a corpo e mioelétricas. As passivas são visualmente favoráveis, porém não dispõem de mecanismos de movimentação, enquanto as movidas a corpo, em contrapartida, utilizam-se de movimentos do órgão remanescente para executar ações. As próteses mioelétricas controlam atuadores através de sinais eletromiográficos da musculatura do membro residual, possibilitando níveis mais elevados de mobilidade (ENGDHAL et al., 2015).

O uso de próteses para membro superior de todas as modalidades tem rejeição em taxas consideravelmente altas, de modo que, quanto menor a movimentação que esta proporciona, maior sua taxa de rejeição (BIDDISS; CHAU, 2007). A dificuldade do manuseio e controle da prótese é o fator mais agravante de sua rejeição (BERGO; PREBIANCHI, 2018). Uma queixa frequente em casos de desistência de uso os usuários é a necessidade da visão como auxílio de controle durante a manipulação de objetos, evidenciando a necessidade da existência de outros métodos de resposta à interações com a prótese (ATKINS; HEARD; DONOVAN, 1996).

Nesse contexto, o desenvolvimento de dispositivos de *feedback* tátil surge como uma alternativa promissora para melhorar a precisão e naturalidade dos movimentos realizados pelos usuários de próteses de membro superior (CORDELLA et al., 2016). Segundo SCHIEFER et al. (2016), um sistema de *feedback* tátil ideal reproduz as mesmas percepções que o membro original.

O *feedback* tátil pode ser um fator importante para melhorar a aceitação e a experiência de uso de próteses de membro superior. Segundo KYBERD et al. (2019), o *feedback* tátil permite que os usuários sintam a prótese como parte do próprio corpo, o que pode reduzir a sensação de desconforto e aumentar a confiança e a sensação de controle sobre a prótese. Como resultado, a sensação de propriedade da prótese pode aumentar a motivação do usuário para continuar usando-a, o que pode ajudar a reduzir o índice de rejeição desses dispositivos, como sugerido por CATALANO et al. (2014).

Em suma, a amputação de um membro superior representa grandes impactos na vida do indivíduo, em amplos aspectos. A protetização é uma solução importante para a reabilitação do amputado e pode melhorar sua qualidade de vida, mas ainda enfrenta altas taxas de rejeição. O desenvolvimento de dispositivos de *feedback* tátil é uma alternativa promissora para melhorar a experiência de uso destas próteses, reduzindo o desconforto e aumentando a sensação de controle e propriedade da prótese. Dado o exposto, é evidente a necessidade do desenvolvimento de um equipamento de *feedback* tátil para usuários de prótese de membro superior.

## **1.2. Objetivos**

### **1.2.1. Objetivo geral**

Este trabalho tem como objetivo geral desenvolver um dispositivo de *feedback* tátil para usuários de prótese de membro superior baseado em estimulação eletrodérmica capaz de reproduzir percepções táteis análogas às do membro original, com o intuito de melhorar a experiência de uso da prótese e atenuar o problema da dissociação entre o usuário e o dispositivo.

### **1.2.2. Objetivos específicos**

Para atingir o objetivo geral, os seguintes objetivos específicos serão cumpridos:

- Revisar a literatura especializada em estimulação eletrodérmica, incluindo os diferentes métodos e protocolos de estímulos elétricos utilizados;
- Investigar os sistemas de *feedback* tátil mais relevantes, bem como as principais tecnologias utilizadas em sua construção;

- Projetar e construir um dispositivo de *feedback* tátil, utilizando tecnologias que possibilitem a reprodução de percepções semelhantes ao do membro original;
- Testar o dispositivo confeccionado, avaliando sua eficácia e identificando possíveis melhorias e ajustes.

### **1.3. Justificativa**

O elevado índice de rejeição de próteses de membros superiores impulsionou a realização deste estudo, que visa investigar uma solução viável para aprimorar a experiência de uso e aumentar a aceitação por parte dos usuários. Acredita-se que isso possa contribuir significativamente para a melhoria da qualidade de vida e a reintegração social dos amputados. Além disso, este trabalho proporciona uma oportunidade para aplicar os conhecimentos adquiridos ao longo do curso de Engenharia Biomédica, especialmente nas áreas de Eletrônica, Programação e Instrumentação Biomédica.

# **CAPÍTULO 2**

## **ESTADO DA ARTE**

### **2.1. Pele**

#### **2.1.1. Características gerais**

A pele é o maior órgão do corpo humano, sendo composto por três camadas: a epiderme, a derme e a hipoderme. Possui uma ótima capacidade de regeneração, de proteção contra agressões externas, como a radiação solar e os micro-organismos, e possui um papel importante na regulação da temperatura corporal e na sensibilidade tátil, por meio de seus receptores sensoriais (SOBOTTA; PUTZ; PABST, 2015).

##### **2.1.1.1. Epiderme**

É a camada mais externa da pele, sendo avascular e composta por várias camadas de células que possuem funções específicas, sendo estas: o estrato córneo, composta por células mortas e queratinizadas que formam a camada mais externa da pele e fornecem proteção contra lesões, infecções e perda de água; a camada lúcida é composta por lipídios e, principalmente, por células mortas da pele, ajudando a proteger a pele contra danos e a manter a sua integridade estrutural; a camada granulosa contém células que secretam lipídios para a formação da barreira de proteção da pele; a camada espinhosa é composta por células que estão interconectadas por estruturas chamadas desmossomos, que conferem resistência à pele; a camada basal, que contém células-tronco que se dividem continuamente para produzir novas células da pele (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

##### **2.1.1.2. Derme**

A derme é a camada intermediária da pele, e é dividida em duas camadas principais: a camada papilar e a camada reticular. A primeira é a camada mais superficial e contém fibras colágenas e elásticas que formam a papila dérmica, que entra em contato com a camada basal da epiderme fornecendo suporte estrutural à epiderme e ajudando a manter a integridade da pele. Já a segunda, é a camada mais profunda da derme e é composta por uma rede densa de fibras colágenas e elásticas, que confere resistência e elasticidade à pele (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

Esta camada é responsável pela percepção tátil e sensorial da pele, uma vez que contém terminações nervosas sensitivas que detectam a pressão, a vibração, a temperatura e a dor. Além disso, a derme também é importante para o fluxo sanguíneo da epiderme, fornecendo nutrientes e oxigênio às células da pele e removendo resíduos metabólicos, uma vez que esta não apresenta vascularização, como abordado previamente (GUYTON; HALL, 2017; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

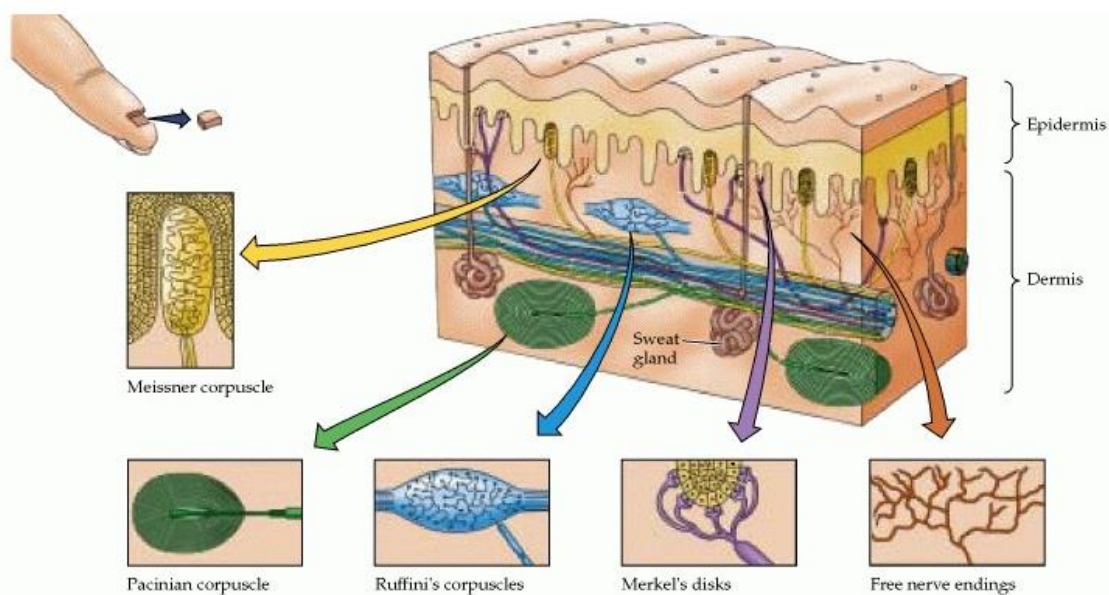
### 2.1.1.3. Hipoderme

A hipoderme é a camada mais profunda e é composta por dois tipos diferentes de tecidos, o adiposo e o conjuntivo frouxo, sendo ambos importantes, principalmente, para armazenar energia, proteger os órgãos e regular a temperatura corporal (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

## 2.1.2. Receptores sensoriais

Neste órgão são encontrados sete tipos diferentes de receptores de estímulos, sendo alguns presentes apenas em regiões que apresentam cabelo. Dentre todos, os discos de Merkel, os corpúsculos de Pacini, Meissner e Ruffini, e as terminações nervosas livres são as estruturas estimuláveis encontradas nas áreas da pele desprovida de pelos (KACZMAREK et al., 1991). Estas estruturas podem ser observadas na figura 1.

Figura 1 - Diferentes tipos de receptores sensoriais da pele



Fonte: PURVES et al., 2004



### **2.1.2.1. Discos de *Merkel***

Os discos de Merkel são células sensoriais especializadas encontradas na camada basal da epiderme da pele, e possuem uma estrutura característica de disco com um terminal nervoso associado. São importantes para a percepção tátil fina, respondendo a estímulos leves, como toques suaves ou pressão leve, de maneira altamente sensível e seletiva. A força do estímulo mecânico é percebida pela deformação dos discos e traduzida em um sinal elétrico através de canais iônicos, podendo assim transmiti-lo ao terminal nervoso associado e, posteriormente, ao sistema nervoso central (BATAILLE et al., 2012; BOULAIS; MISERY, 2017).

### **2.1.2.2. Corpúsculo de *Pacini***

São encontrados em articulações, órgãos internos e, principalmente, na camada basal da derme. Tem a forma de um bulbo oco e são envolvidos por várias camadas concêntricas de tecido conectivo e de fluido. O corpúsculo de Pacini é um receptor mecânico especializado em detectar vibrações de alta frequência, particularmente sensíveis na faixa de 200-300 Hz, mas também podem detectar vibrações de frequências mais baixas e mais altas, dependendo da intensidade do estímulo. Vale salientar que também são sensíveis à pressão (HANDLER; GINTY, 2021; PURVES et al., 2004).

A deformação mecânica das camadas de fluido causada pela vibração de alta frequência gera uma força mecânica que é transmitida para as terminações nervosas do axônio sensitivo não mielinizado, equipadas com canais iônicos sensíveis à pressão mecânica. A abertura desses canais iônicos gera uma resposta elétrica na célula nervosa, cuja intensidade é proporcional à amplitude da vibração (PURVES et al., 2004).

### **2.1.2.3. Corpúsculo de *Meissner***

É um tipo de receptor de mecanorreceptor cutâneo que detecta estímulos de vibração, pressão e texturas. Eles estão localizados na derme papilar, em áreas como as pontas dos dedos e os lábios, e quando a pele é pressionada ou estimulada, as terminações nervosas dentro do corpúsculo de Meissner se deformam, gerando uma resposta elétrica que é transmitida ao sistema nervoso central. Assim como o corpúsculo de Pacini, este também tem o estímulo elétrico proporcional à abertura dos canais iônicos que, por sua vez, são proporcionais à intensidade do estímulo recebido (JOHNSON, 2001).

#### **2.1.2.4. Corpúsculo de *Ruffini***

Este receptor de estímulo tem sua estrutura baseada em fibras nervosas entrelaçadas com fibras de colágeno e outras moléculas de matriz extracelular. É responsável pela detecção de estímulos de alongamento e tensão cutânea, uma vez que o alongamento da pele causa a deformação de suas fibras, gerando uma força mecânica que é transmitida para as terminações nervosas do axônio contêm canais iônicos sensíveis à pressão mecânica, abrindo-os durante o estiramento da membrana celular gerando uma resposta elétrica na célula nervosa proporcional à intensidade da deformação das fibras, permitindo a interpretação da magnitude do estímulo (DELMAS; HAO; RODAT-DESPOIX, 2011).

#### **2.1.2.5. Terminações Nervosas Livres**

Diferente dos demais, as terminações nervosas livres não são receptores encapsulados e têm uma ampla distribuição no corpo, sendo encontradas em vários tipos de tecidos, incluindo a pele, onde é localizada em toda a sua espessura, sendo mais numerosas nas camadas mais superficiais da epiderme e nas regiões que apresentam mais receptores táteis, como os dedos das mãos e dos pés. Sua estrutura é simples e são compostas por fibras nervosas com uma terminação bulbosa. São responsáveis por detectar vários tipos de estímulos nocivos, como calor excessivo, frio intenso, pressão, lesão tecidual e substâncias químicas irritantes (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013; SMITH; LEWIN, 2009).

Quando esses receptores são ativados, ocorre uma mudança na permeabilidade da membrana e uma entrada de íons, resultando em uma despolarização da célula nervosa. Esse sinal elétrico é transmitido ao longo do axônio até o sistema nervoso central, onde é interpretado como uma sensação tátil, térmica ou dolorosa (LUMPKIN; CATERINA, 2007).

### **2.1.1. Propriedades elétricas**

As propriedades capacitivas e resistivas da pele surgem devido às características dos tecidos biológicos que compõem as camadas da pele, como suas células, que contêm eletrólitos, proteínas e lipídios, com diferentes condutividades elétricas e distribuições espaciais em cada camada, além de outras estruturas presentes neste órgão. Essas propriedades elétricas são influenciadas por fatores como hidratação da pele, idade, localização anatômica do corpo, entre outros (BORA; DASGUPTA, 2020).

O estrato córneo é a principal barreira elétrica da pele devido à sua alta resistência e capacitância elétrica devido à sua composição de células mortas de queratina e lipídios. A

densidade e distribuição desses lipídios na matriz extracelular do estrato córneo influenciam na sua impedância, uma vez que são altamente isolantes e formam uma barreira para a passagem de corrente elétrica, gerando um acúmulo de carga. Já as células mortas de queratina são estratificadas e justapostas, criando uma estrutura compacta com poucas lacunas para a condução elétrica (LU et al., 2018).

As camadas subsequentes da epiderme contêm células vivas que são capazes de conduzir eletricidade devido à presença de íons, influenciando significativamente as propriedades elétricas da pele, uma vez que sua resistividade elétrica é muito menor em relação à do estrato córneo (PABST et al., 2018).

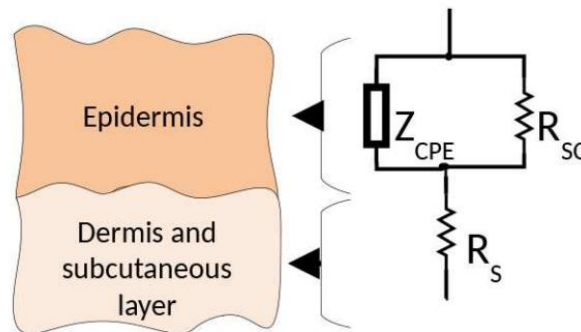
A derme, por sua vez, tem uma condutividade elétrica e uma capacitância significativamente maior em comparação com a epiderme devido à alta presença de fibras colágenas e elásticas, células vivas, vasos sanguíneos e da composição da matriz extracelular (ABE; NISHIZAWA, 2021).

Algumas estruturas anatômicas presentes na derme, como os folículos pilosos, as glândulas sudoríparas e as glândulas sebáceas, se estendem até a superfície da pele e apresentam propriedades elétricas distintas em relação à epiderme e à derme, dependendo de sua presença, quantidade e estado, podendo aumentar ou diminuir a condutividade e a capacitância elétrica da pele (ABE; NISHIZAWA, 2021).

A magnitude da impedância elétrica da pele, em geral, varia dependendo da região do corpo e diminui com o aumento da frequência, devido ao aumento da condutividade elétrica dos tecidos biológicos causado pelo conjunto de suas propriedades elétricas (KALIA; GUY, 1995; MIKLAVČIČ; PAVŠELJ; HART, 2006).

O modelo elétrico da pele mais completo e com uma representação mais precisa da distribuição de corrente elétrica na pele, em comparação com outros modelos propostos na literatura, é o modelo de três camadas, que considera a epiderme, derme e hipoderme (ou tecido subcutâneo). Cada camada é modelada como uma rede de elementos elétricos em série e paralelo, incluindo resistores e capacitores, de acordo com suas respectivas características (BORA; DASGUPTA, 2020). O circuito equivalente à impedância da pele representado por este modelo pode ser observado na figura 2.

Figura 2 - Modelo de três camadas para impedância da pele



Fonte: BORA; DASGUPTA, 2020

## 2.2. Sistema nervoso

### 2.2.1. Características gerais

O sistema nervoso é uma rede altamente organizada e complexa, constituída por inúmeros neurônios e conexões sinápticas. A dinamicidade e adaptabilidade do sistema nervoso são características muito importantes, sendo capaz de se reorganizar em resposta a estímulos internos e externos. Além disso, o sistema nervoso é capaz de integrar informações sensoriais de múltiplas fontes, gerar comportamentos complexos e coordenados, regular a homeostase do corpo, controlar o sistema imunológico e modular a atividade endócrina (KOCH; LAURENT, 1999).

Os neurônios são células especializadas do sistema nervoso compostos por um corpo celular que contém seu núcleo e realiza grande parte dos processos metabólicos do neurônio. Também apresentam dendritos, responsáveis por receber informações de outros neurônios ou de células sensoriais, que são conduzidas pelo axônio, uma extensão longa e fina que parte do corpo celular e se ramifica em várias terminações até outras células, como neurônios ou músculos. A bainha de mielina é uma camada isolante que cobre o axônio em algumas células nervosas e aumenta a velocidade de condução do impulso nervoso em sua presença (MACHADO; HAERTEL, 2014).

Além disso, os neurônios possuem a capacidade de modificar sua estrutura e função em resposta a estímulos ambientais ou atividades repetidas, o que é conhecido como plasticidade neuronal. Essa capacidade é fundamental para o aprendizado e a memória, bem como para a adaptação do sistema nervoso a mudanças ambientais ou lesões (MACHADO; HAERTEL, 2014).

## **2.2.2. Sensações somáticas**

As sensações somáticas são percebidas pelo corpo através dos receptores sensoriais localizados na pele, músculos, articulações e vísceras, e que são transmitidas ao sistema nervoso central através de neurônios aferentes, sendo assim um mecanismo neural de aquisição de informação sensorial. Estas sensações incluem dor, pressão, vibração, tato, propriocepção, temperatura e o sentido do equilíbrio (GUYTON; HALL, 2017).

Estes neurônios aferentes, por sua vez, possuem um corpo celular localizado em um gânglio sensorial periférico e um axônio que se estende até o sistema nervoso central, onde faz sinapses com outros neurônios. Quando um estímulo gerado nos receptores sensoriais através da polarização de sua membrana é suficientemente forte, este promove a ativação de um neurônio aferente, abrindo canais iônicos específicos, permitindo a entrada de íons carregados positivamente para dentro do neurônio, invertendo a carga elétrica em seu interior e resultando em um potencial de ação que se propaga ao longo do axônio do neurônio (GUYTON; HALL, 2017; KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL, 2003).

## **2.2.3. Sistema nervoso em amputados**

Após a amputação de um membro, os nervos aferentes que costumavam inervar a região removida continuam a enviar informações sensoriais para o sistema nervoso central. No entanto, essas informações são interpretadas pelo cérebro como originárias do membro amputado, mesmo que ele não esteja mais presente, podendo causar sensações de dor fantasma, que são sentidas como se o membro amputado ainda estivesse presente e sentindo dor (RASKIN, 2011).

Além disso, os nervos aferentes que inervavam a região amputada podem acabar se reorganizando em resposta à perda do membro e buscar novas conexões com outros neurônios adjacentes pertencentes ao membro residual. Esse rearranjo pode levar a alterações na percepção sensorial e na sensibilidade da área remanescente (RASKIN, 2011). É possível realizar um mapeamento no coto, devido às novas conexões formadas, associando as áreas locais às regiões do membro fantasma onde os estímulos são percebidos, como pode-se observar no exemplo exposto na figura 3 (WANG et al., 2015).

Figura 3 – Ilustração do mapa dos dedos projetados no coto de um paciente amputado de antebraço



Fonte: CHAY et al., 2015

## 2.3. Feedback tátil

### 2.3.1. Características gerais

O *feedback* tátil é a transmissão de informações táteis, captadas por sensores, ao indivíduo por meio de diferentes métodos, dependendo do tipo de estímulo que se deseja aplicar (SALVIETTI et al., 2016). Esses métodos incluem vibração, estimulação elétrica, pressão mecânica, entre outros (KYBERD et al., 2011).

Podem ser classificados como homólogos os *feedbacks* que produzem sensações semelhantes às originais, enquanto os não-homólogos produzem percepções genéricas, podendo não estar associadas aos estímulos aplicados (KACZMAREK et al., 1991). Também podem ser classificados quanto ao local da percepção da sensação, nominando-os de somatotópico ou não-somatotópico quando o estímulo é percebido na região correta do órgão de interesse ou não, respectivamente (ZHANG et al., 2015).

O *feedback* tátil tem diversas aplicações em diferentes campos, como robótica, próteses, jogos, saúde, bem-estar, entre outros. Em jogos e aplicativos, pode melhorar a experiência do usuário e a imersão do jogador, enquanto na saúde, pode fornecer *feedback* sobre a postura e movimentação. Além disso, pode ser utilizado para melhorar a precisão e segurança do trabalho em aplicações industriais e pode ter futuras aplicações em áreas como realidade virtual, assistência médica e comunicação tátil (KOURTESIS et al., 2022; LI et al., 2020).

A retroalimentação sensorial pode ser utilizada em próteses de membro superior para melhorar a percepção sensorial e controle, fornecer *feedback* em tempo real e melhorar a coordenação e a consistência na manipulação da prótese, tornando-a mais intuitiva, aprimorando a experiência de uso e aumentando sua taxa de adesão. Essa aplicação pode fornecer informações táteis sobre o ambiente e objetos em contato com a prótese, além de melhorar a precisão e eficiência do movimento, aumentar a confiança do usuário em sua manipulação e reduzir o esforço mental necessário para seu controle, melhorando a adaptação e aceitação da prótese. Isso é evidenciado por estudos como o de Kourtesis et al. (2022) e Thomas et al. (2021), além de ser abordado pela perspectiva de controle motor humano por Sensinger e Dosen (2020).

### **2.3.2. Feedback tátil por estimulação eletrodérmica**

A estimulação eletrodérmica é uma técnica de eletroestimulação não-invasiva que envolve a fixação de eletrodos na pele para aplicar uma corrente elétrica de baixa intensidade com uma frequência e largura de pulso arbitrária entre os polos, a fim de estimular os nervos periféricos das áreas subjacentes (GARCIA et al., 2021).

Na literatura pode-se encontrar estudos afirmando que uma corrente elétrica aplicada à superfície do epitélio pode estimular fibras de nervos aferentes, podendo gerar sensações qualitativas, que, dependendo principalmente de parâmetros como corrente, frequência e largura de pulso do sinal aplicado, podem evocar diferentes sensações somáticas. Estudos afirmam, ainda, que os receptores de estímulos táteis podem ser excitados por correntes menores, através de pequenos estímulos controlados (KACZMAREK et al., 1991; ZHANG et al., 2015).

Deste modo, a estimulação eletrodérmica pode ser utilizada para fornecer estímulos elétricos que podem ser percebidos como sensações táteis pelo usuário da prótese. Ao contrário de outras técnicas, como a estimulação intraneural ou a estimulação cutânea mecânica, esta possibilita a capacidade de fornecer *feedback* tátil em várias áreas da mão, por exemplo, em vez de apenas em um ponto específico (CHAI et al., 2014). Estimulando determinadas áreas do coto do membro amputado é possível causar sensações fantasmas no membro ausente através da excitação dos receptores de estímulos conectados aos nervos aferentes previamente usados para processar informações sensoriais do membro amputado (GRÜSSER et al., 2004).

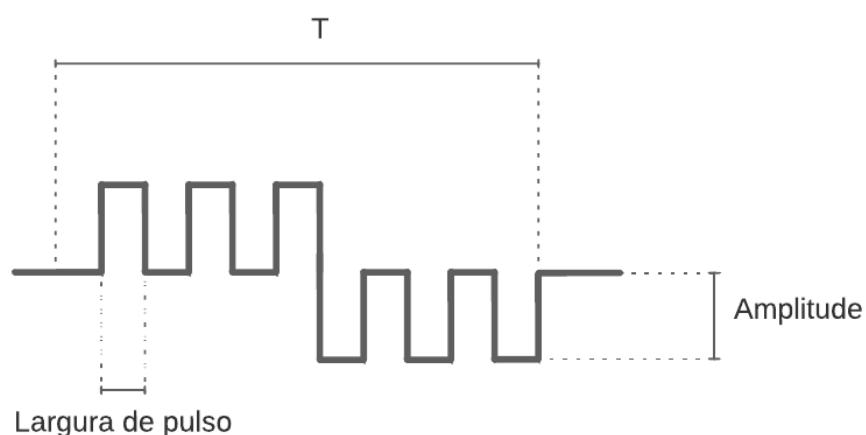
No estudo realizado por Chai et al. (2015), foi observado que ao estimular os nervos do membro residual do paciente com eletrodos colocados em diferentes posições, foram relatados tipos distintos de sensações táteis, como toque, pressão, formigamento e vibração, variando de

acordo com o protocolo utilizado e sua compatibilidade com as particularidades de cada paciente, evidenciando a importância de uma personalização da estimulação para maximizar a eficácia da técnica e melhorar a experiência do paciente.

Para esta aplicação, a forma de onda de pulso bifásico balanceado, como o representado na figura 4, fornece a maior faixa dinâmica de estimulação, sendo capaz de produzir uma ampla gama de sensações perceptuais, sendo importante para o desenvolvimento de próteses e dispositivos de ajuda sensorial mais eficazes e eficiente. O uso dessa forma de onda é importante para evitar a ocorrência de eletrólise ou acumulação de carga elétrica nos tecidos biológicos, que podem causar danos e desconforto para o usuário. Além disso, ajuda a evitar a polarização dos eletrodos e aumenta a eficácia da estimulação elétrica (KACZMAREK; WEBSTER; RADWIN, 1992).

Em suma, a percepção sensorial de força e pressão é influenciada tanto pela amplitude quanto pela largura de pulso do estímulo, ao passo que sua frequência está relacionada à modulação da sensação experimentada, no intervalo dos limiares dessas variáveis (COSTA, 2021). Na literatura é possível identificar que protocolos para *feedback* eletrotátil não invasivo com frequências que variam de 1 a 150 Hz, larguras de pulso entre 50 e 600  $\mu$ s e correntes de até, aproximadamente, 3,4 mA podem evocar as sensações mencionadas anteriormente (CHAI et al., 2013; CHAI et al., 2017; SHIN et al., 2018; SU et al., 2020).

Figura 4 - Forma de onda de pulso bifásico balanceado



Fonte: O autor (2023)



# CAPÍTULO 3

## METODOLOGIA

### 3.1. Requisitos do projeto

Para o desenvolvimento do dispositivo de *feedback* tátil para usuários de prótese de membro superior baseado em estimulação eletrodérmica, foram considerados as propriedades e características fisiológicas e eletrofisiológicas expostas na revisão bibliográfica realizada no capítulo 2. Além disso, foram implementadas exigências adicionais para melhorar a usabilidade, eficiência e segurança do equipamento em questão. A tabela 1 mostra os requisitos para o projeto do dispositivo em questão.

Tabela 1 – Requisitos para o desenvolvimento do equipamento de *feedback* tátil baseado em estimulação eletrodérmica

Requisitos	Valores
Amplitude de corrente do sinal (mA)	De 0 a 6
Limite de corrente (mA)	7
Resolução ( $\mu$ A)	100
Frequência do sinal (Hz)	De 1 a 200
Largura de pulso do sinal ( $\mu$ s)	De 50 a 600
Quantidade de canais	1
Controle	Sem fio
Tipo de alimentação	Bateria
Tempo mínimo de autonomia (minutos)	30

Vale salientar que, para o controle do equipamento direcionado à modulação dos parâmetros do estímulo, o desenvolvimento da interface visou um *design* intuitivo, contribuindo para a facilidade de seu uso.

### 3.2. Experimentos de Validação em Bancada

Após a conclusão do projeto e a fabricação do equipamento, foram realizados experimentos para validar o equipamento desenvolvido, que consistiu em três testes.

No primeiro teste foram aplicados estímulos em uma carga, com variação de intensidade de corrente com passos de 0,2 mA, de 2 a 5 mA. O sinal resultante da corrente gerada pelo equipamento foi coletado e utilizado para verificar se foi correspondente à configuração do estímulo, podendo assim calcular o erro associado. A média do erro foi utilizada para ajustar a

intensidade da corrente por meio de *firmware*, buscando aproximá-la ao valor submetido no sistema. Em seguida, o primeiro teste foi realizado novamente para verificar a precisão do equipamento após o ajuste.

O segundo implicou na variação da resistência da carga de 1 a 6 k $\Omega$ , com um passo de 500  $\Omega$ , para valores de intensidade de corrente de 2 e 4 mA, possibilitando a análise da precisão da intensidade da corrente em diferentes impedâncias da pele através da diferença entre a corrente do protocolo e a medida pelo osciloscópio.

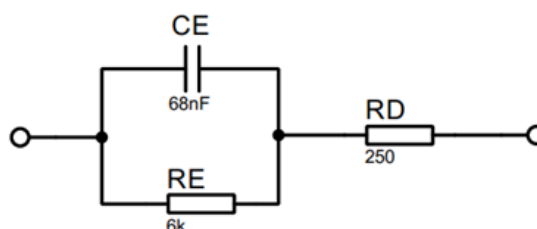
Por fim, o último teste foi realizado com a mesma carga utilizada no primeiro teste, aplicando a corrente máxima do equipamento (6 mA), com uma frequência de 100 Hz e largura de pulso de 300  $\mu$ s, durante um período de tempo de 30 minutos. Os dados analisados durante a aplicação foram utilizados para avaliar a estabilidade do sistema em função do tempo e sua autonomia, e ainda possibilitou observar, por meio de um osciloscópio, a precisão da frequência e da largura de pulso do estímulo.

A carga utilizada para a aplicação dos estímulos nos testes descritos é o circuito equivalente da impedância da pele, abordado na sessão 2.1.1 e exposto na figura 2. De acordo com a literatura (BOLFE et al., 2007; PÎSLARU-DĂNESCU et al., 2022) e adicionando uma margem de segurança, foi considerado os valores para o circuito equivalente correspondente à pele de membros superiores, tanto para o desenvolvimento quanto para os testes do dispositivo, iguais aos expostos na figura 5.

Para a determinação da corrente na carga, foi obtido 16387 valores de tensão por tempo, coletados diretamente de um osciloscópio digital, sobre um resistor de 100  $\Omega$  (com valor real igual a 100,3  $\Omega$ ) em série com a mesma, possibilitando o cálculo da corrente no local a partir da Lei de Ohm.

Vale salientar que o material e tamanho dos eletrodos e a distância entre eles, tal como o gel utilizado e o tratamento da pele antes da estimulação, como sua raspagem para diminuição da resistividade do estrato córneo, variam significativamente a impedância a ser considerada.

Figura 5 – Modelo de impedância da pele para membros superiores



Fonte: O autor (2023)

# CAPÍTULO 4

## RESULTADOS

### 4.1. Projeto e desenvolvimento do *hardware*

Para cumprir os requisitos do projeto, foi utilizado o módulo XTR111 da empresa *Texas Instruments* (TI) para fazer o controle da corrente por tensão. Este componente é um conversor de sinal de entrada universal que fornece isolamento galvânico e amplificação de sinal, sendo capaz de fornecer uma ampla faixa de ganho, alta precisão e baixo ruído associado. O componente apresenta também uma saída de *Error Flag* (EF), mudando seu estado de nível lógico alto (+5 V) para baixo (0 V) quando há impossibilidade de transmissão do sinal. Para definição da intensidade de corrente máxima, utiliza-se um resistor *shunt* na saída “SET”, dimensionado considerando a tensão máxima de entrada “ $V_{in}$ ” e utilizando a equação 1. O uso do XTR111 visa contribuir para a precisão e estabilidade do controle da corrente durante a aplicação do estímulo (Texas Instruments, 2011).

Dada a necessidade do controle do módulo de conversão de tensão em corrente e da comunicação sem fio para o controle do equipamento, utilizou-se um módulo com o microcontrolador ESP32 embarcado, possuindo tecnologia *Bluetooth Low Energy* (BLE) e conversor digital-analógico (CDA) com resolução de 8 bits, com valores analógicos em 255 níveis de digitalização, e amplitude de sinal variando de 0 a +3,3 V (Espressif Systems, 2023). Este módulo foi alimentado com +5 V.

Com esses dados, o resistor *shunt* calculado utilizando a equação 1 foi de 5,5 k $\Omega$  para um  $V_{in}$  máximo fornecido pelo CDA do ESP32 (+3,3 V) e uma corrente com intensidade máxima de 6 mA, como requisitado. Como este não é um valor comercial, foi utilizado um resistor de precisão de 5,1 k $\Omega$ , possibilitando uma corrente de 6,47 mA e uma margem para correções nos ajustes no *firmware*. Como parâmetro de segurança contra eventuais falhas que possam ocasionar elevação indesejada na corrente, foi projetado um limitador de corrente utilizando um BC307, que apresenta uma tensão base-emissor ( $V_{be}$ ) característica de -0,7 V. Para definir o valor do resistor entre o emissor e a base do transistor que limita a corrente em 7 mA, utilizou-se a equação 2, obtendo um resistor de valor comercial igual a 100  $\Omega$ .

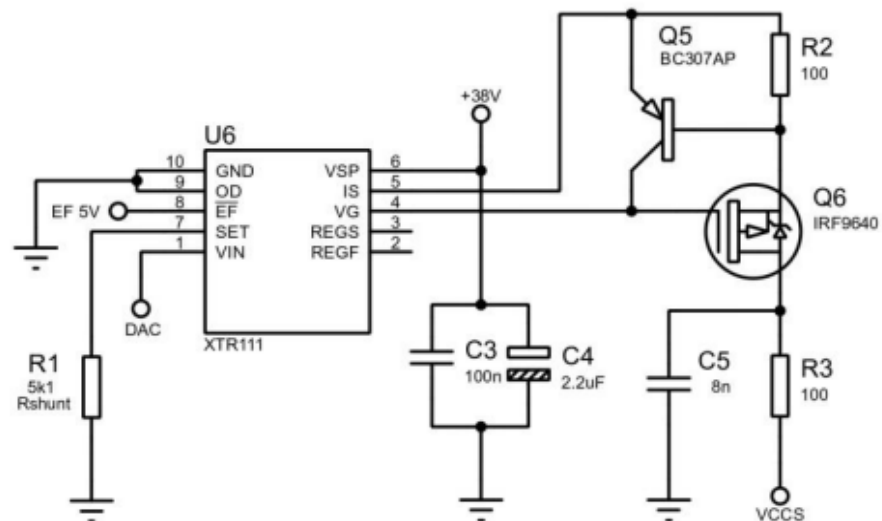
$$R_{shunt} = 10 \times \frac{V_{INmax}}{I_{max}} \quad (1)$$

$$R_{lim} = \frac{V_{be}}{I_{lim}} \quad (2)$$

O pino EF do XTR111 foi conectado à um módulo de regulador de tensão AMS1117, adequando o sinal para o nível de tensão de entrada suportado pelo ESP32 (+3,3 V). Deste modo, é possível utilizar o sinal emitido por EF como parâmetro para interromper o funcionamento do sistema e notificar, através do LED interno do módulo do microcontrolador, o mau funcionamento do dispositivo e a ausência de corrente entre os eletrodos.

O dimensionamento da alimentação do XTR111 depende da impedância da pele na região a ser estimulada e da maior intensidade de corrente do estimulador, seguindo a Lei de Ohm. Para membros superiores, como já mencionando na seção anterior, foi considerado uma impedância da pele de 6 k $\Omega$ , sendo necessário, no mínimo, +36 V para alimentação do módulo de controle de corrente por tensão, logo, adicionando uma faixa de segurança, adotou-se +38 V como alimentação para este componente. A figura 6 mostra o módulo XTR111 e todas suas conexões, assim como o limitador de corrente.

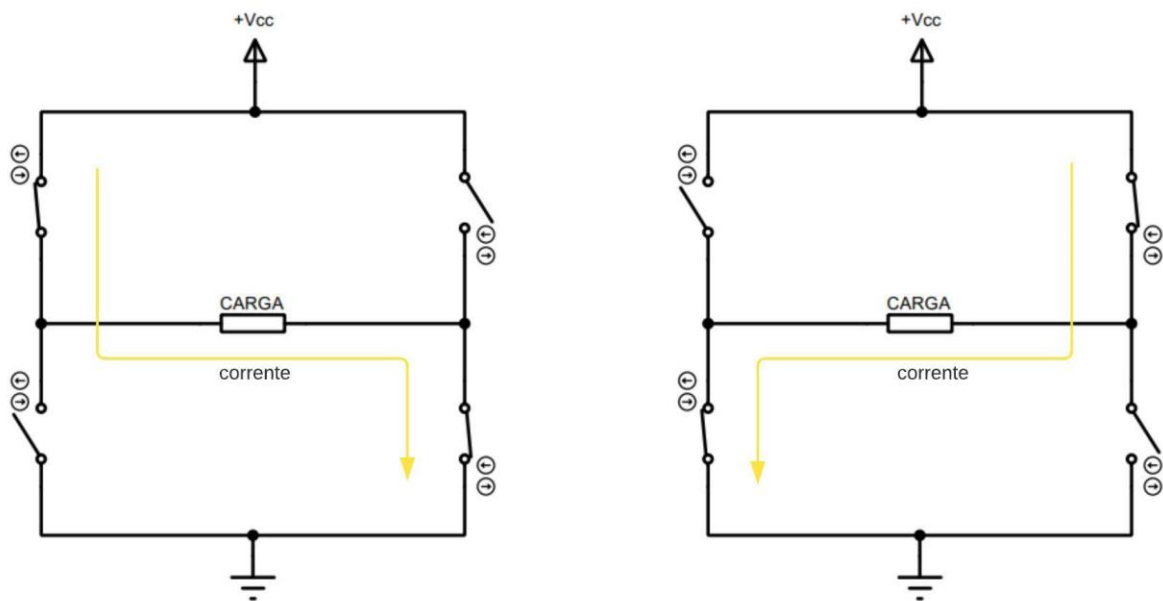
Figura 6 – Montagem do XTR111 com limitador de corrente no circuito



Fonte: O autor (2023)

Devido a necessidade de mudança de fase do sinal para criar uma onda de pulso bifásico, como exposto na seção 2.3.2, foi utilizada uma técnica amplamente conhecida na eletrônica chamada de “ponte em H” (ou *H-Bridge*, do inglês), que consiste em quatro interruptores eletrônicos, dois em paralelo conectados à montante da carga e ligados em polos opostos (conhecido como “lado alto” da ponte, referente às tensões encontradas nestes ramos), e outros dois conectados da mesma forma à jusante da carga (conhecido como “lado baixo”). Nessa disposição é possível formar dois pares para acionamento, que são selecionados de modo que, um interruptor fique posicionado entre a fonte de alimentação e a carga, e o outro entre a carga e a referência. Ambos os pares não podem ser acionados simultaneamente, evitando curtos, e cada par acionado permite a passagem da corrente na carga em um determinado sentido – oposto ao sentido do outro par. Para melhor compreensão deste mecanismo, a figura 7 ilustra o funcionamento de uma ponte em H.

Figura 7 – Exemplo de funcionamento de uma ponte em H

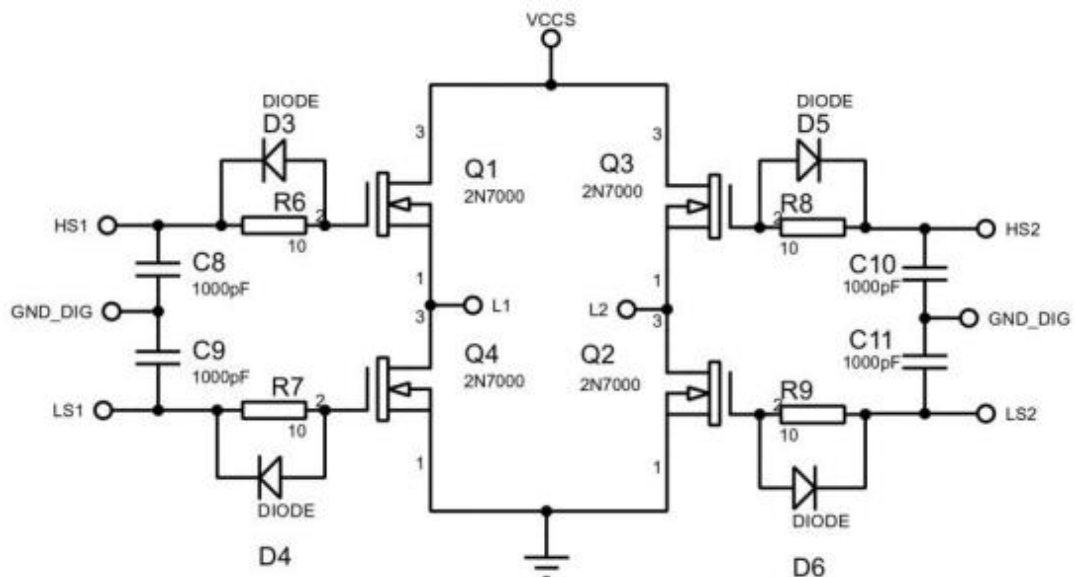


Fonte: O autor (2023)

Para a ponte em H deste projeto foram utilizados os MOSFETs de canal N (2N7000), como pode-se observar na figura 8, para atuar como interruptores eletrônicos, maximizando o tempo de chaveamento e minimizando a queda de tensão neste circuito. Vale salientar que este componente possui em sua construção um diodo como proteção interna, não sendo necessário a utilização de um externo.

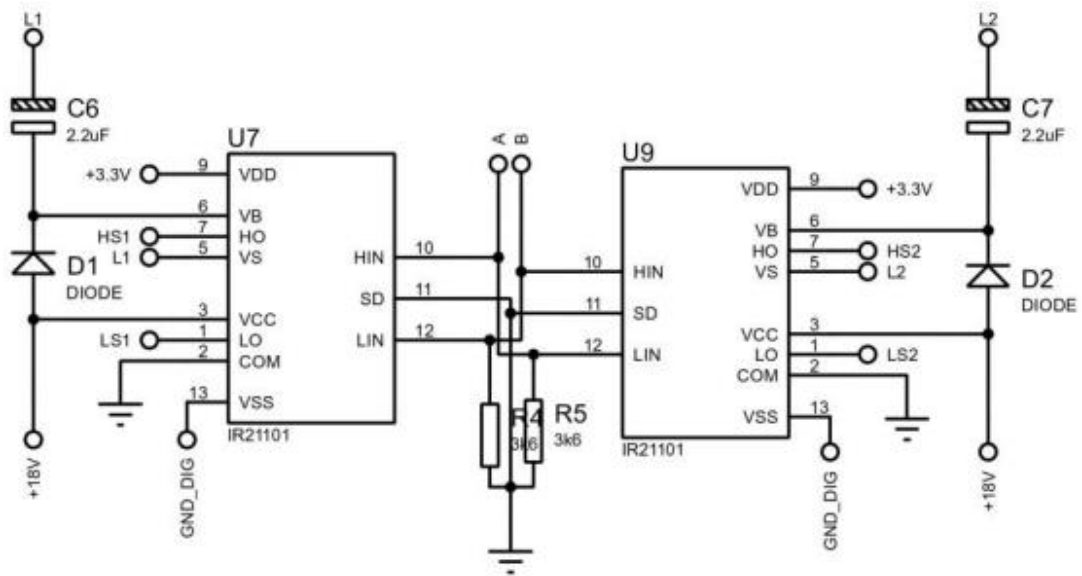
Devido à necessidade do acionamento dos pares de MOSFETs, como exposto, foi implementado o circuito integrado IR2110, um driver de ponte em H que pode ser utilizado para acionar MOSFETs, através do seu gate, em aplicações de alta tensão. Possui duas saídas de acionamento, um para o lado alto e outro para o lado baixo da ponte em H e pode suportar tensões de até 600V no lado alto, muito acima da tensão máxima sobre os eletrodos (+38 V). Além disso, possui um sistema de proteção integrado que ajuda a prevenir falhas e danos ao circuito, como sobretensão, subtensão, sobrecorrente e proteção térmica. Este driver ainda apresenta uma alta velocidade de comutação, contribuindo para a eficiência da mudança de fase na carga. Também oferece recursos de isolamento, pois possui uma entrada de controle opticamente isolada, fornecendo isolamento elétrico entre o circuito de controle e o circuito de potência e permitindo que o dispositivo seja acionado com segurança a partir de uma fonte de sinal de controle externa com nível de tensão de valor condizente ao fornecido pelos pinos digitais do ESP32 (IOF, 2005). O lado de potência do circuito integrado foi alimentado com +18 V, quanto o lado digital foi alimentado com os +3,3 V disponível no ESP32. Sua integração ao *hardware* seguiu as recomendações dispostas em seu *datasheet* e está exposta na figura 9.

Figura 8 – Montagem da ponte em H no circuito



Fonte: O autor (2023)

Figura 9 – Montagem do IR2110 no circuito



Fonte: O autor (2023)

Quanto à alimentação dos componentes, foi utilizado uma bateria de +9 V conectada a um regulador de tensão LM7805, ajustando a tensão nominal da bateria para +5 V, e a dois reguladores XL6009, elevando a tensão de alimentação e obtendo tensões de +38 V e +18 V.

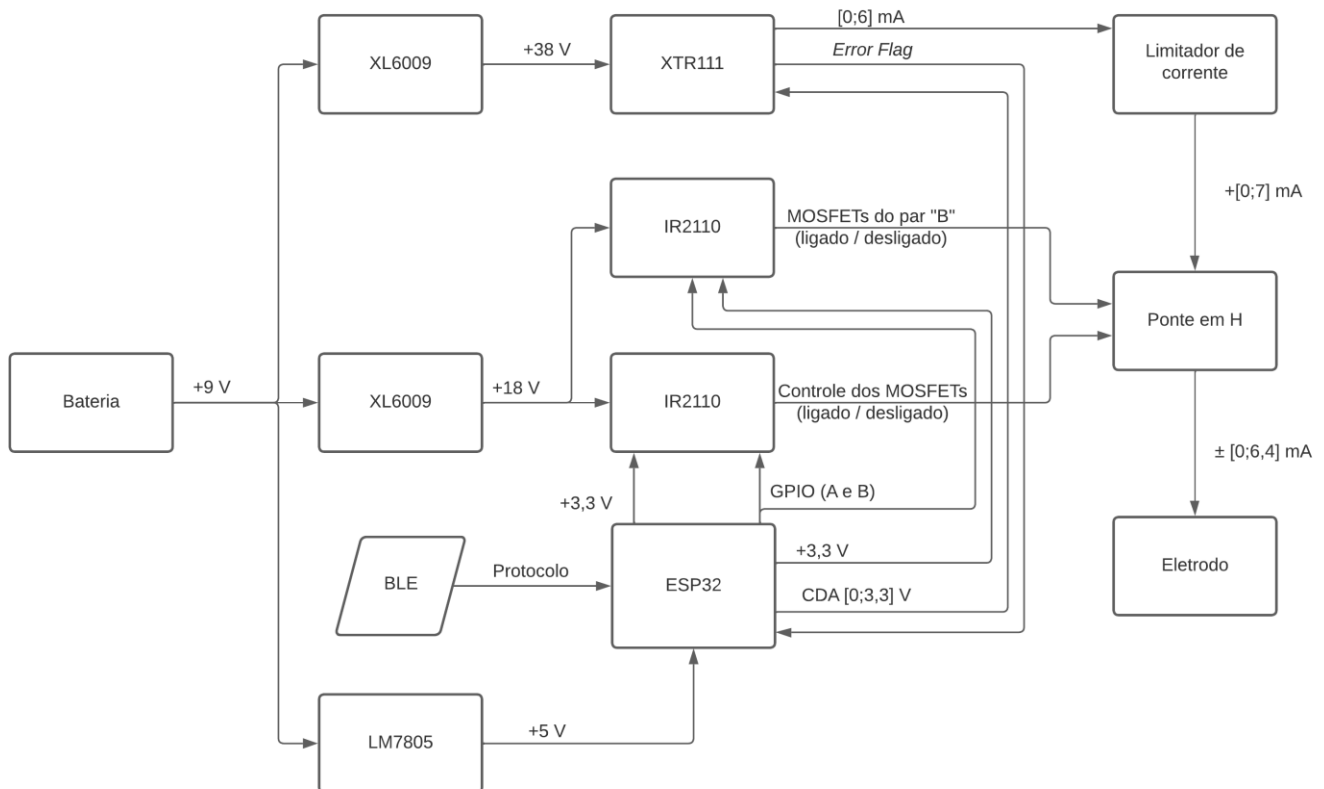
Durante do desenvolvimento do *hardware*, ficou evidente a necessidade da utilização de capacitores de desacoplamento, auxiliando na linearidade da tensão e na redução de seus ruídos de alta frequência associados às vias em questão. Estes capacitores foram dispostos em paralelo, estrategicamente, aos pinos de alimentação dos circuitos integrados (ESP32, IR2110 e XTR111). Também, há um capacitor de *bypass* posicionado em paralelo ao ramo principal à jusante do dreno do MOSFET de controle de corrente conectado ao XTR111 – ambos propostos pelo *datasheet* deste componente.

Para maximizar, ainda mais, a velocidade de chaveamento dos MOSFETs da ponte em H, foi implementado um diodo de roda livre em cada *gate*, composto por um diodo (posicionado no sentido oposto do fluxo de corrente para o acionamento do MOSFET) em paralelo a um resistor, eliminando a corrente residual após a troca de nível lógico alto para baixo com maior eficácia, contribuindo para um fechamento do canal do MOSFET. Por outro lado, um capacitor de desacoplamento posicionado à montante do diodo de roda livre visa aumentar a eficácia da troca de nível lógico baixo para alto, tal como a estabilidade deste estado. Vale salientar que, na comutação para nível lógico baixo, este capacitor também auxilia no escoamento de corrente em alta frequência para a referência.

Por fim, dada a necessidade da separação das referências digitais e analógicas devido à geração de ruídos de alta frequência em decorrência dos chaveamentos presentes nos circuitos digitais, foi utilizado um ferrite *bead* (BLM21SN300SH1D) – um indutor de modo comum utilizado para suprimir interferências eletromagnéticas – antes do ponto de junção de ambas referências e próximo ao terminal negativo da bateria.

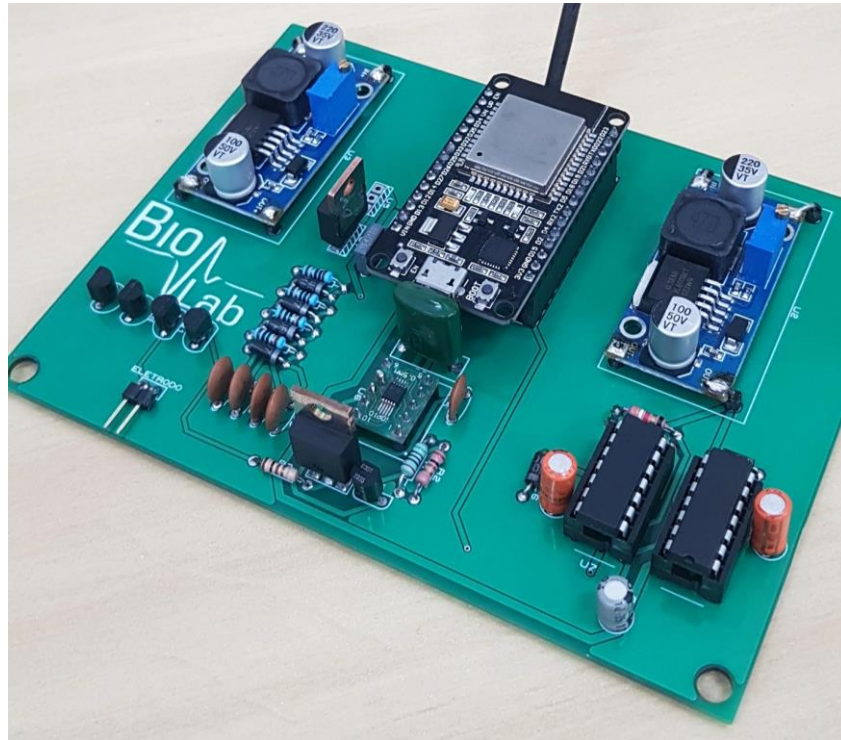
A interação entre todas as partes do *hardware* podem ser observadas no diagrama de blocos da figura 10. No Apêndice A encontra-se o projeto esquemático do circuito, enquanto no Apêndice B é exposto o projeto da placa de circuito impressa. Por fim, a figura 11 mostra o resultado do *hardware* após sua montagem final.

Figura 10 – Diagrama de bloco do *hardware*



Fonte: O autor (2023)



Figura 11 – *Hardware* desenvolvido

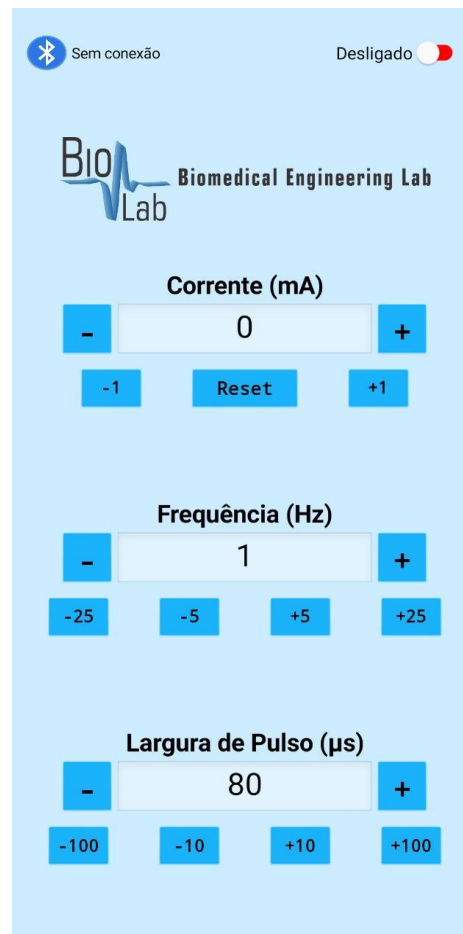
Fonte: O autor (2023)

#### 4.2. Projeto e desenvolvimento do *software*

Para o controle do *hardware* e a mudança de parâmetros do protocolo a ser utilizado nos testes descritos na seção 3.2, foi criado um aplicativo para smartphone com conexão BLE (*Bluetooth Low Energy*) através do MIT App Inventor, um ambiente de desenvolvimento que integra programação visual e programação em blocos, permitindo uma criação rápida e intuitiva de aplicativos funcionais para dispositivos Android e iOS (MIT App Inventor, [s.d.]).

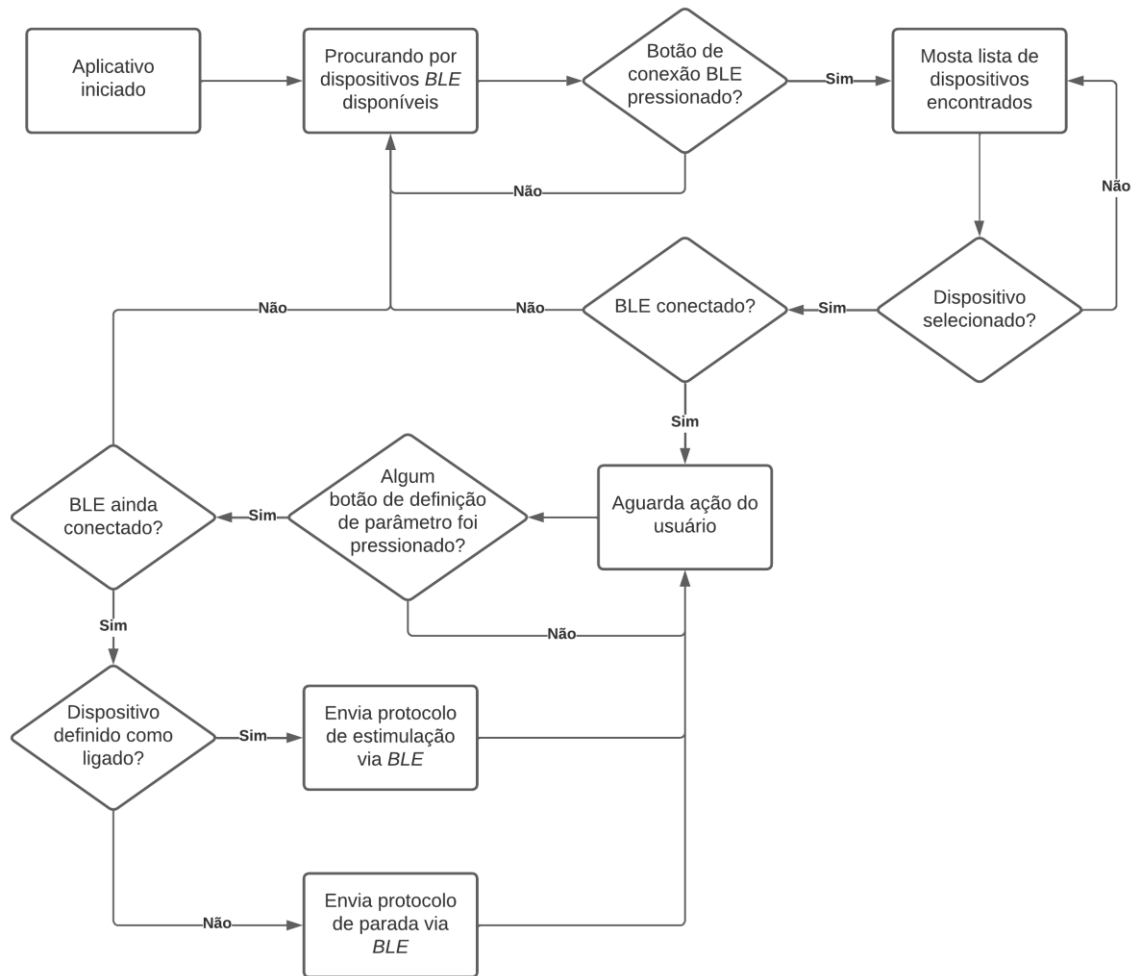
Para um design intuitivo, o aplicativo dispõe de apenas uma tela com dois botões na parte superior, um para estabelecer a conexão do BLE e outro para ligar e desligar o *hardware*, e três seções destinadas à alteração dos parâmetros do protocolo (Corrente, Frequência e Largura de Pulso). Cada uma dessas seções dispõe de um rótulo indicativo do parâmetro referido e sua unidade de medida, tal como o valor protocolado no momento. As seções apresentam, ainda, botões para modulação dos parâmetros, com os respectivos números a ser acrescentados ou subtraídos. Vale ressaltar que, caso haja apenas o símbolo de adição ou subtração nos botões, seu valor é unitário, e ao selecionar “reset” o valor da corrente será definido como “0”. A tela do aplicativo pode ser observada na figura 12.

Figura 12 – Tela do aplicativo



Fonte: O autor (2023)

Para a utilização do *software*, basta abri-lo, conectá-lo ao BLE do ESP32, configurar os parâmetros pelos botões mencionados acima, e ligar o dispositivo no botão no canto superior direito para iniciar a estimulação conforme o protocolo definido. Qualquer mudança no protocolo será enviada para o ESP32 via BLE, que fará os devidos ajustes dos valores para a modulação do sinal. O aplicativo restringe a corrente entre 0 e 6 mA, a frequência entre 1 e 200 Hz e a largura de pulso entre 50 e 600  $\mu$ s, impossibilitando que o usuário ajuste os parâmetros para valores incompatíveis com a capacidade do *hardware*. Para melhor entendimento das atividades executadas pelo *software*, a figura 13 expõe seu diagrama de blocos.

Figura 13 – Diagrama de bloco do *software*

Fonte: O autor (2023)

### 4.3. Projeto e desenvolvimento do *firmware*

O *software* embarcado, por sua vez, foi desenvolvido no ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) Arduino, importando bibliotecas para utilização do BLE do ESP32. Foram definidas as chaves de característica e serviço do BLE, e as variáveis de portas utilizadas, de parâmetros a serem definidos e variáveis auxiliares, como para mudança de estado da ponte em H, armazenamento dos dados recebidos via *bluetooth* e de ajuste de parâmetros através do erro associado.

Na função *setup*, foram definidos os pinos utilizados como saída, sendo um conversor digital-analógico (pino 25) para o controle da corrente através do XTR111, como mencionado na seção 4.1, dois pinos digitais (pinos 18 e 19) para controle do sentido da ponte em H, e a porta

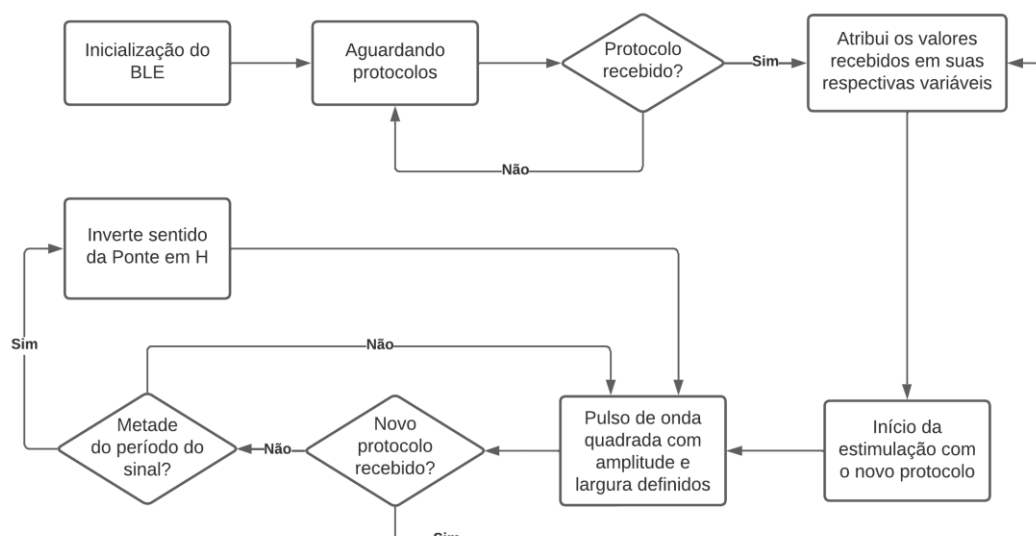
referente ao LED interno do módulo de microcontrolador (pino 2), para indicar falhas detectadas pelo *EF*. Como entrada, foi definido apenas o pino 13, que fará a leitura do estado do *EF* e será utilizado para gerar interrupções ligando ou desligando o LED. Nesta mesma função, foi configurado as instâncias do BLE, criando seu servidor, serviço e característica, e iniciando sua atividade, tornando-o visível e pronto para conexão.

Para gerenciar os processos de aquisição do protocolo e geração do sinal, foram criadas funções auxiliares. A função “BLE” verifica se há dados sendo recebidos pela comunicação sem fio e, caso haja, os valores são registrados em uma variável global e a função “Protocolo” é chamada, onde os dados recebidos (referentes à intensidade de corrente, frequência e largura de pulso da estimulação) são tratados e seus valores atribuídos às suas respectivas variáveis. Também foram criadas as funções “Pulso” e “HBridge”, responsáveis pela modulação do sinal em nível de tensão (correspondente à corrente solicitada) e largura de pulso, e pela inversão de sentido da ponte em H para gerar os pulsos bifásicos, respectivamente.

Na função *loop*, primeiro é chamada a função “BLE”, em sequência da variável utilizada para verificar se o sinal já está na metade de seu período e, se for o caso, a função “HBridge” é executada, seguido, por fim, da função “Pulso”. Todas as funções, exceto a “Setup” e a “Loop”, foram alocadas na RAM interna do ESP32, agilizando o tempo de processamento e execução.

No diagrama apresentado na figura 14, pode-se observar o fluxo das rotinas executadas pelo firmware. O código do *firmware*, completo e com comentários relevantes, encontra-se no Apêndice C.

Figura 14 – Diagrama de bloco do *firmware*



#### 4.4. Resultado dos Experimentos de Validação em Bancada

No primeiro teste, executado conforme descrito na seção 3.2, foi obtido uma média de erro igual a -0,128 mA, equivalente à 5 níveis de tensão do conversor digital analógico ligados ao módulo fonte de corrente controlada por tensão XTR111 – considerando que 6 mA correspondem à 237 níveis de tensão. Após este ajuste no *firmware*, adicionando os níveis citados, durante a segunda etapa deste teste, foi obtido uma média de erro igual a 0,028 mA. O segundo teste, descrito na mesma seção do teste anterior, também foi realizado e seus resultados com 2 mA e 4 mA estão dispostos, respectivamente, nas tabelas 2 e 3.

Tabela 2 – Resultado do segundo teste com corrente igual a 2 mA

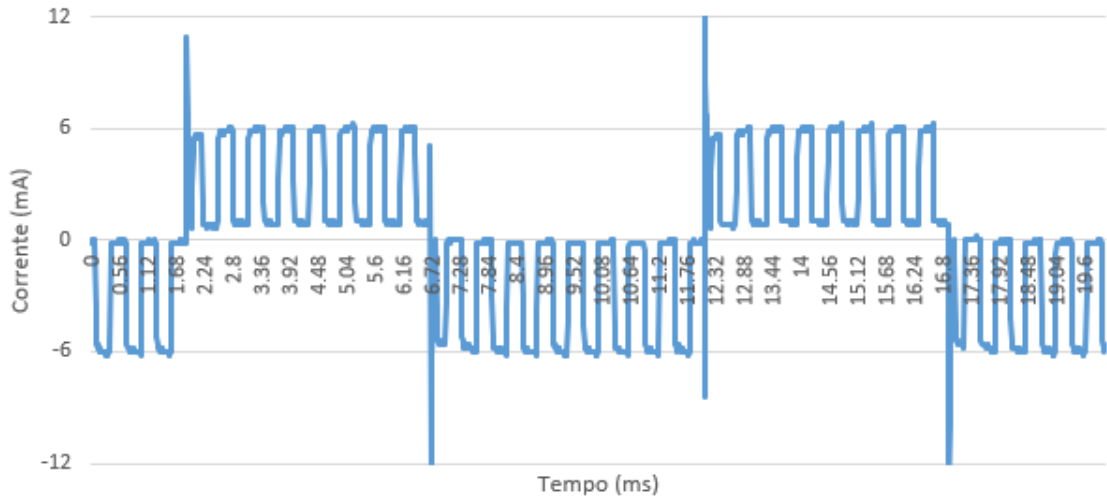
Valor de Re (k $\Omega$ )	Média da Diferença (mA)
1	0,039
1,5	0,036
2	0,030
2,5	0,027
3	0,023
3,5	0,024
4	0,019
4,5	0,027
5	0,028
5,5	0,023
6	0,019

Tabela 3 – Resultado do segundo teste com corrente igual a 4 mA

Valor de Re (k $\Omega$ )	Média da Diferença (mA)
1	0,033
1,5	0,027
2	0,029
2,5	0,024
3	0,029
3,5	0,024
4	0,028
4,5	0,021
5	0,026
5,5	0,017
6	0,020

Por fim, o terceiro teste foi executado conforme o protocolo utilizando uma bateria nova, comprovando a autonomia do circuito durante este período de tempo. O sinal durante este teste pode ser observada na figura 15.

Figura 15 – Sinal durante o terceiro teste



Fonte: O autor (2023)

## CAPÍTULO 5

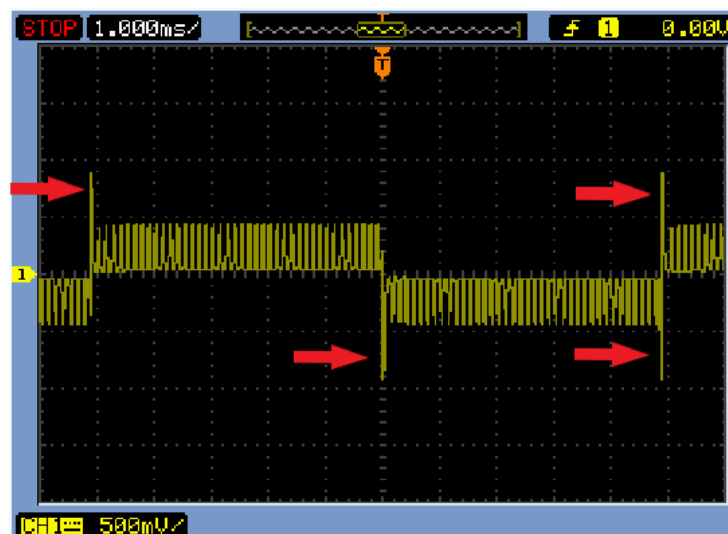
### DISCUSSÃO

O *hardware* teve uma ótima qualidade sobre seus aspectos construtivos, e a escolha dos componentes e seus posicionamentos na placa de circuito impresso garantiram o baixo ruído associado ao sinal e um funcionamento eficaz. Os componentes, incluindo os reguladores de tensão, não apresentam dissipação de calor excessiva, mesmo durante longos períodos de funcionamento.

Durante o primeiro teste foi possível observar que a precisão da corrente é satisfatória para uma resolução de 100  $\mu\text{A}$  para todos os valores de impedância testados. Apesar do *delay* da transição da ponte em H imposto pela comutação dos componentes envolvidos (MOSFETs e IR2110), o tempo da mudança de polo no eletrodo e os pulsos gerados foram precisos, viabilizando futuros testes para o uso de largura de pulsos ainda menores. Devido ao fato do primeiro teste ter sido executado com tensão contínua no CDA, a precisão foi maior em relação ao estímulo bifásico pulsado, todavia, a resolução se mantém adequada.

Durante os testes, foi possível visualizar transientes, que são surtos de tensão presentes em circuitos com chaveamento. A média dos picos de tensão correspondem, aproximadamente, à 9 mA, podendo resultar em uma corrente dolorosa ao usuário, evidenciando a necessidade da implementação de medidas para eliminá-la em trabalhos futuros. Os transientes podem ser analisados na figura 13, sendo estes os pulsos indicados pelas setas.

Figura 16 – Transientes do sinal



Fonte: O autor (2023)

O *firmware* é de fácil compreensão, possibilitando ajustes de erros de valores de corrente e largura de pulso através de substituição de variáveis comentadas no início do programa, e rápida execução, não atrapalhando significativamente a forma do sinal durante o processamento de novos protocolos recebidos e mudanças de polo. A interrupção utilizando o *EF* do XTR111 também foi testado e funcionou como o previsto.

O protótipo apresentou uma fácil integração com dispositivos *BLE*, desde que os dados enviados respeitem o formato de seu protocolo (valores numéricos quanto à corrente, frequência e largura pulso, necessariamente nesta ordem, separados por hífen), permitindo que o sistema seja utilizado em conjunto com uma prótese de membro superior adequada. Ainda, o aplicativo criado se mostrou intuitivo e totalmente funcional, sendo muito útil para testes e análises de limiares de percepção e de dor para os usuários.

A bateria utilizada foi suficiente, porém, para melhor aproveitamento do circuito, em trabalhos futuros será implementado uma bateria de tensão nominal igual a 11,1 V com 2650 mAh e taxa de descarga de 1 C, podendo aumentar a autonomia do equipamento em até 4 vezes. Também será implementado um sistema de proteção contra inversão de polos, evitando possíveis acidentes ao conectá-la.



## CAPÍTULO 6

### CONCLUSÃO

O sistema de *feedback* tátil para usuários de prótese de membro superior baseado em estimulação eletrodérmica foi desenvolvido com sucesso, em termos de *hardware*, *software* e *firmware*, com a ressalva da necessidade da remoção de transientes do circuito para realizar testes em amputados. Através dos testes executados foi possível concluir que o equipamento cumpriu com todos os requisitos propostos na seção 3.1, logo, baseado na literatura exposta no capítulo 2, é capaz de evocar sensações táteis em seus usuários.

De modo geral, o sistema foi estruturado com *hardware* e *firmware* precisos quanto ao protocolo e com fácil integração pelo BLE – dentro dos limites impostos – e *software* simples e eficaz para realizar a modulação do sinal.

Trabalhos futuros visam a remoção dos transientes do sinal, a implementação de um sistema de alimentação mais robusto, com proteção de inversão de polos e bateria com maior capacidade, viabilizando testes em amputados e uma maior autonomia para o equipamento.

# CAPÍTULO 7

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BIFFI, Rubiani Ferracin; ARAMAKI, Alberto Luiz; DUTRA, Fabiana Caetano Martins Silva e; et al. **Levantamento dos problemas do dia a dia de um grupo de amputados e dos dispositivos de auxílio que utilizam**. Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo, v. 28, n. 1, p. 46–53, 2017. Disponível em: <<https://www.revistas.usp.br/rto/article/view/119015>>. Acesso em: 6 abr. 2022

PAIVA, L.L.; GOELLNER, S.V. **Reinventing life: a qualitative study on the cultural meanings attributed by amputees to body reconstruction through implantation of prosthetics**. Interface - Comunic., Saúde, Educ., v.12, n.26, p.485-97, jul./set. 2008.

MONTIEL, A.; VARGAS, M. A. D. O.; LEAL, S. M. C. **Caracterização de pessoas submetidas à amputação**. Enfermagem em Foco, v. 3, n. 4, p. 169–173, 29 nov. 2012.

RODRIGUES, L. M. **Uma psicanalista em uma equipe multidisciplinar: atendimento a pacientes com amputação em reabilitação com prótese**. Mestrado em Psicologia Clínica—São Paulo: Universidade de São Paulo, 12 ago. 2011.

ENGDAHL, Susannah M. et al, **Surveying the interest of individuals with upper limb loss in novel prosthetic control techniques**. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, v. 12, n. 1, p. 53, 2015.

BIDDISS, E. A.; CHAU, T. T. **Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years**. Prosthetics & Orthotics International, v. 31, n. 3, p. 236–257, set. 2007.

BERGO, M. F. DA C.; PREBIANCHI, H. B. **Aspectos emocionais presentes na vida de pacientes submetidos à amputação: uma revisão de literatura**. Psicologia: teoria e prática, v. 20, n. 1, p. 47–60, abr. 2018.

ATKINS, D. J.; HEARD, D. C. Y.; DONOVAN, W. H. **Epidemiologic Overview of Individuals with Upper-Limb Loss and Their Reported Research Priorities**. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics, v. 8, n. 1, p. 2–11, 1996.

CORDELLA, F. et al. **Literature review on needs of upper limb prosthesis users**. Frontiers in neuroscience, v. 10, p. 209, 2016.

SCHIEFER, M. et al. **Sensory feedback by peripheral nerve stimulation improves task performance in individuals with upper limb loss using a**

**myoelectric prosthesis**. *Journal of Neural Engineering*, v. 13, n. 1, p. 016001, 1 fev. 2016.

KYBERD, J. P. et al. **Improving User Acceptance of Prosthetic Hands with Tactile Feedback**. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 27, n. 7, p. 1420-1428, 2019.

CATALANO, M. G. et al. **Enhancing sensory feedback in prosthetic hands using simple and robust tactile sensors**. *Proceedings of the IEEE 36th Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 4183-4186, 2014.

SOBOTTA, J.; PUTZ, R.; PABST, R. **Atlas de Anatomia Humana**. 23. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2015.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017.

JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 12. ed. São Paulo: Editora Guanabara Koogan, 2013.

KACZMAREK, K. A. et al. **Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems**. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 38, n. 1, p. 1–16, jan. 1991.

PURVES, D. et al. **Neuroscience**. 3rd ed. Sunderland, Mass: Sinauer Associates, Publishers, 2004.

BATAILLE, A. et al. **Merkel Cells Are Multimodal Sensory Cells: A Review of Study Methods**. *Cells*, v. 11, n. 23, p. 3827, 29 nov. 2022.

BOULAIS, N.; MISERY, L. **Merkel cells**. *Journal of the American Academy of Dermatology*, v. 57, n. 1, p. 147–165, jul. 2007.

HANDLER, A.; GINTY, D. D. **The mechanosensory neurons of touch and their mechanisms of activation**. *Nature Reviews Neuroscience*, v. 22, n. 9, p. 521–537, set. 2021.

JOHNSON, K. **The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors**. *Current Opinion in Neurobiology*, v. 11, n. 4, p. 455–461, 1 ago. 2001.

DELMAS, P.; HAO, J.; RODAT-DESPOIX, L. **Molecular mechanisms of mechanotransduction in mammalian sensory neurons**. *Nature Reviews Neuroscience*, v. 12, n. 3, p. 139–153, mar. 2011.

SMITH, E. ST. J.; LEWIN, G. R. **Nociceptors: a phylogenetic view**. *Journal of Comparative Physiology A*, v. 195, n. 12, p. 1089–1106, dez. 2009.

LUMPKIN, E. A.; CATERINA, M. J. **Mechanisms of sensory transduction in the skin**. *Nature*, v. 445, n. 7130, p. 858–865, 22 fev. 2007.

BORA, D. J.; DASGUPTA, R. **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, out. 2020.

LU, F. et al. **Review of Stratum Corneum Impedance Measurement in Non-Invasive Penetration Application**. *Biosensors*, v. 8, n. 2, p. 31, jun. 2018.

PABST, O.; MARTINSEN, Ø. G.; CHUA, L. **The non-linear electrical properties of human skin make it a generic memristor**. *Scientific Reports*, v. 8, n. 1, 25 out. 2018

ABE, Y.; NISHIZAWA, M. **Electrical aspects of skin as a pathway to engineering skin devices**. *APL Bioengineering*, v. 5, n. 4, 1 dez. 2021.

KALIA, Y. N.; GUY, R. H. **The Electrical Characteristics of Human Skin in Vivo**. *Pharmaceutical Research*, v. 12, n. 11, p. 1605–1613, 1995.

MIKLAVČIČ, D.; PAVŠELJ, N.; HART, F. X. **Electric Properties of Tissues**. In: AKAY, M. (Ed.). *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2006.

BORA, D. J.; DASGUPTA, R. **Various skin impedance models based on physiological stratification**. *IET Systems Biology*, v. 14, n. 3, p. 147–159, jun. 2020.

KOCH, C.; LAURENT, G. **Complexity and the Nervous System**. *Science*, v. 284, n. 5411, p. 96–98, 2 abr. 1999.

MACHADO, A. B. M.; HAERTEL, L. M. **Neuroanatomia funcional**. 3. ed ed. São Paulo: Atheneu, 2014.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSEL, T. M. **Princípios da neurociência**. 4. ed. Barueri, SP: Manole, 2003.

RASKIN, S. A. (ED.). **Neuroplasticity and rehabilitation**. New York: Guilford Press, 2011.

WANG et al. **Towards determining the afferent sites of perception feedback on residual arms of amputees with transcutaneous electrical stimulation**. 2015

37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Anais. Milan: IEEE, ago. 2015.

CHAI, G. et al. **Characterization of evoked tactile sensation in forearm amputees with transcutaneous electrical nerve stimulation**. Journal of Neural Engineering, v. 12, n. 6, p. 066002, 1 dez. 2015.

SALVIETTI, G. et al. **A Review of Tactile Sensing Technologies for Biomimetic Robotic Hands**. Sensors, v. 16, n. 8, p. 1141, 2016.

KYBERD, P. et al. **Review of the Methods for Providing Tactile Feedback in Prosthetic Hands**. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, v. 225, n. 5, p. 445-458, 2011.

ZHANG, D. et al. **Somatotopical feedback versus non-somatotopical feedback for phantom digit sensation on amputees using electrotactile stimulation**. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, v. 12, n. 1, p. 44, dez. 2015.

KOURTESIS, P. et al. **Electrotactile feedback applications for hand and arm interactions: A systematic review, meta-analysis, and future directions**. IEEE Transactions on Haptics, v. 15, n. 3, p. 479–496, 1 jul. 2022.

LI, Q. et al. **A Review of Tactile Information: Perception and Action Through Touch**. IEEE Transactions on Robotics, v. 36, n. 6, p. 1619–1634, dez. 2020.

THOMAS, N. et al. **Sensorimotor-inspired Tactile Feedback and Control Improve Consistency of Prosthesis Manipulation in the Absence of Direct Vision**. 2021 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Anais...Prague, Czech Republic: IEEE, 27 set. 2021.

GARCIA, G. T. et al. **Electrical Stimulation of PC 6 to Control Chemotherapy-Induced Nausea and Vomiting in Patients with Cancer: A Systematic Review and Meta-Analysis**. Medical Acupuncture, v. 33, n. 1, p. 22–44, 1 fev. 2021.

CHAI, G. et al. **Review on tactile sensory feedback of prosthetic hands for the upper-limb amputees by sensory afferent stimulation**. Journal of Shanghai Jiaotong University (Science), v. 19, n. 5, p. 587–591, out. 2014.

GRÜSSER, S. M. et al. **Remote activation of referred phantom sensation and cortical reorganization in human upper extremity amputees**. Experimental Brain Research, v. 154, n. 1, p. 97–102, 1 jan. 2004.

KACZMAREK, K. A.; WEBSTER, J. G.; RADWIN, R. G. **Maximal dynamic range electrotactile stimulation waveforms**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 39, n. 7, p. 701–715, jul. 1992.

COSTA, A. **Modelo neuromórfico para estimulação transcutânea e otimização dos níveis de percepção sensorial**. [s.l.] Universidade Federal de Uberlândia, 28 jan. 2021.

CHAI, G. H. et al. **Phantom finger perception evoked with transcutaneous electrical stimulation for sensory feedback of prosthetic hand**. International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, NER, p. 271 274, 2013.

CHAI, G.; ZHANG, D.; ZHU, X. **Developing non-somatotopic phantom finger sensation to comparable levels of somatotopic sensation through user training with electrotactile stimulation**. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 25, n. 5, p. 469 480, maio 2017.

SHIN, H. et al. **Evoked haptic sensations in the hand via non-invasive proximal nerve stimulation**. Journal of Neural Engineering, v. 15, n. 4, 2018.

SU, S. et al. **Electrical stimulation-induced SSSEP as an objective index to evaluate the difference of tactile acuity between the left and right hand**. Journal of Neural Engineering, v. 17, n. 1, p. 016053, 12 fev. 2020.

BOLFE, V. et al. **Comportamento da impedância elétrica dos tecidos biológicos durante estimulação elétrica transcutânea**. Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 11, n. 2, abr. 2007.

PÎSLARU-DĂNESCU, L. et al. **Design and Manufacturing of Equipment for Investigation of Low Frequency Bioimpedance**. Micromachines, v. 13, n. 11, p. 1858, 29 out. 2022.

TEXAS INSTRUMENTS. **Precision Voltage-to-Current Converter/Transmitter**. Datasheet. Texas Instruments, 2011. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/xtr111.pdf>>. Acesso em: 02 maio 2023.

ESPRESSIF SYSTEMS. **ESP32 Technical Reference Manual**. Documentação Técnica. ESPRESSIF SYSTEMS, 2023. Disponível em: <[https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_technical\\_reference\\_manual\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_technical_reference_manual_en.pdf)>. Acesso em: 02 maio 2023.

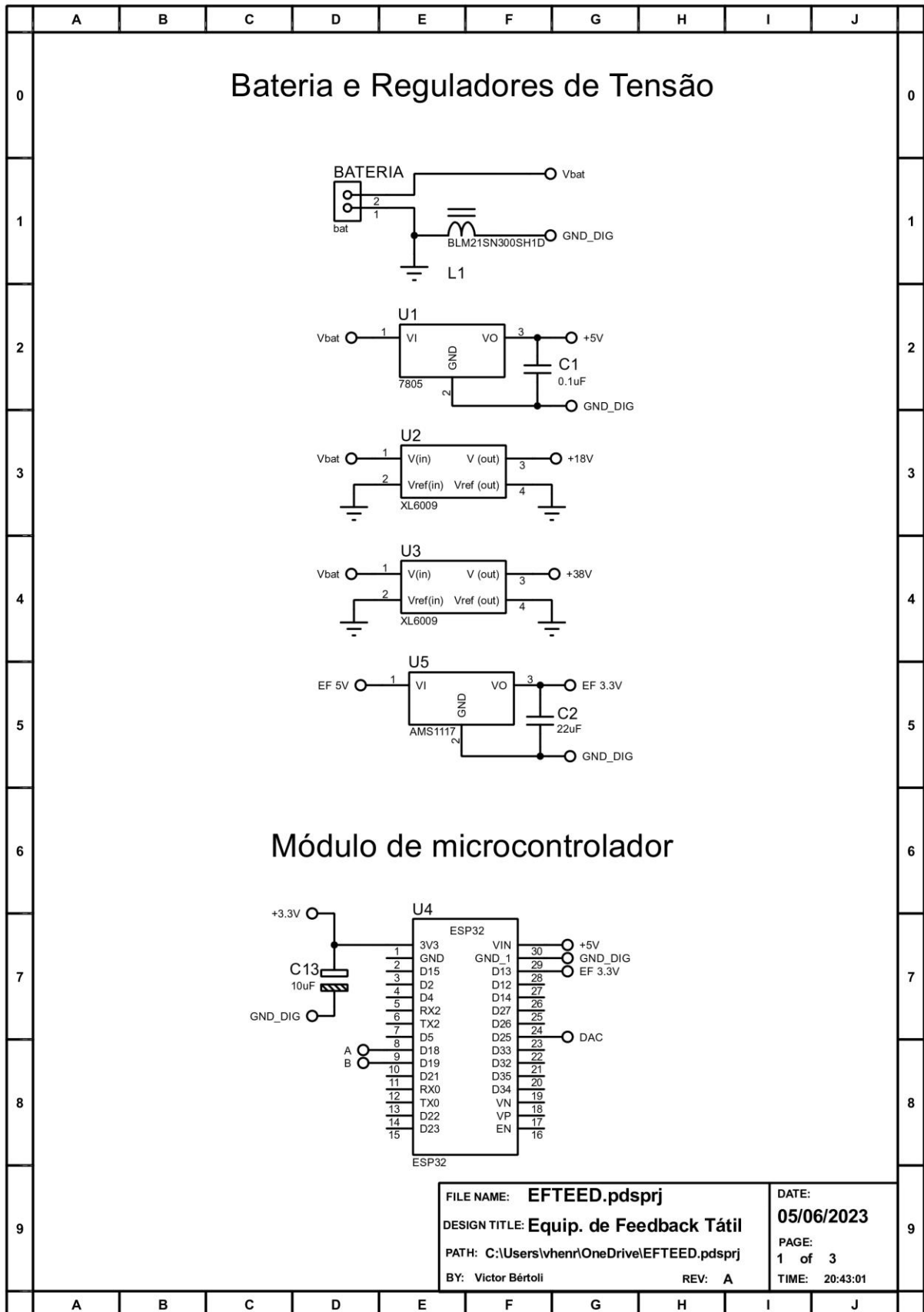
IOF. **IR2110: High and Low Side Driver**. Datasheet. IOF, 2005. Disponível em: <[https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-IR2110-DataSheet-v01\\_00-EN.pdf?fileId=5546d462533600a4015355c80333167e](https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-IR2110-DataSheet-v01_00-EN.pdf?fileId=5546d462533600a4015355c80333167e)>. Acesso em: 02 maio 2023.

MIT App Inventor. **About Us**. Disponível em: <<http://appinventor.mit.edu/about-us>>. Acesso em: 02 maio 2023.

# **CAPÍTULO 8**

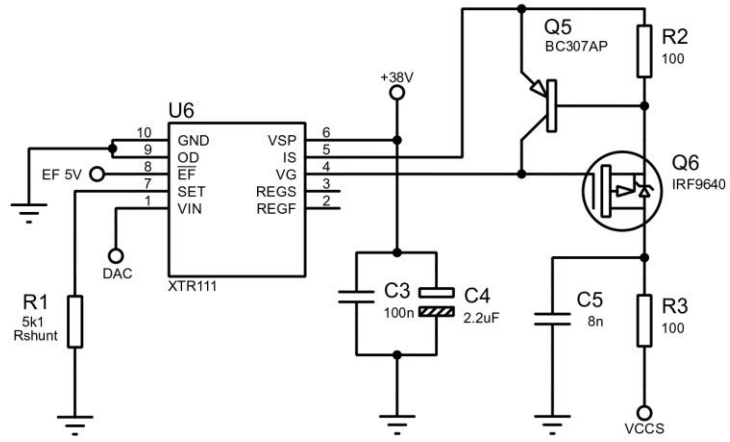
## **APÊNDICES**

## APÊNDICE A - PROJETO ESQUEMÁTICO DO *HARDWARE*

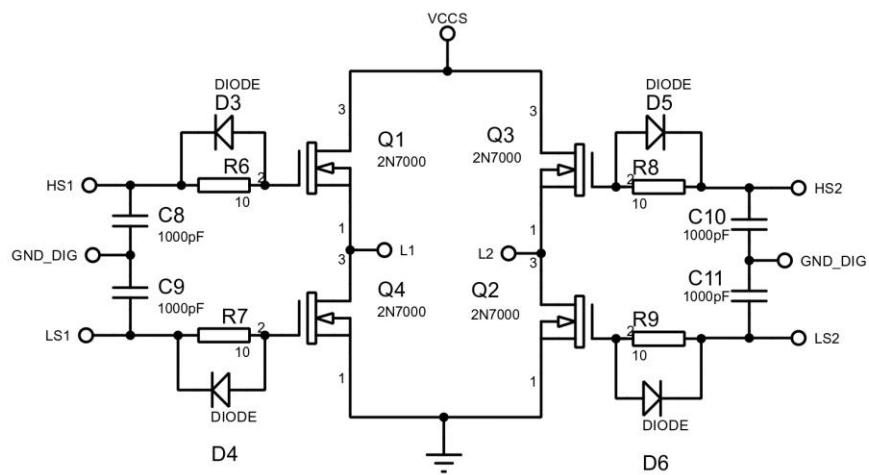




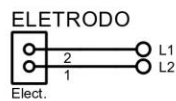
## Fonte de Corrente Controlada por Tensão



## Ponte em H

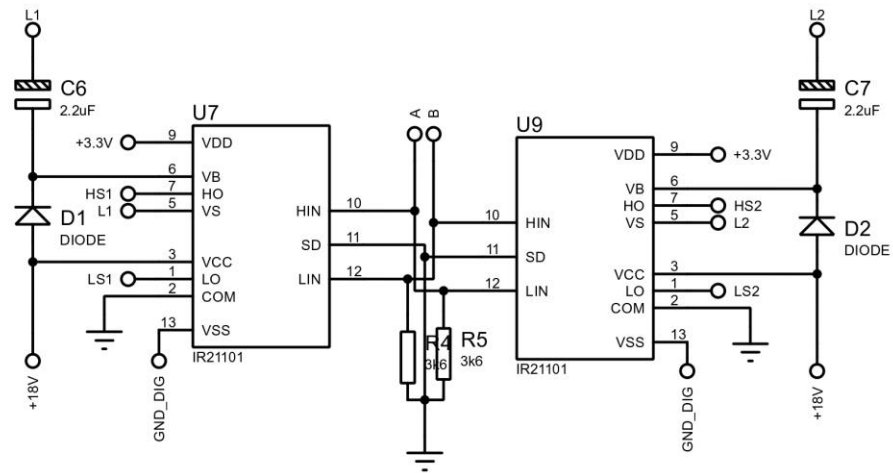


## Eletrodo



FILE NAME: <b>EFTEED.pdsprj</b>	DATE: <b>05/06/2023</b>
DESIGN TITLE: <b>Equip. de Feedback Tátil</b>	PAGE: <b>2 of 3</b>
PATH: <b>C:\Users\vhenn\OneDrive\EFTEED.pdsprj</b>	TIME: <b>20:43:01</b>
BY: <b>Victor Bértoli</b>	REV: <b>A</b>

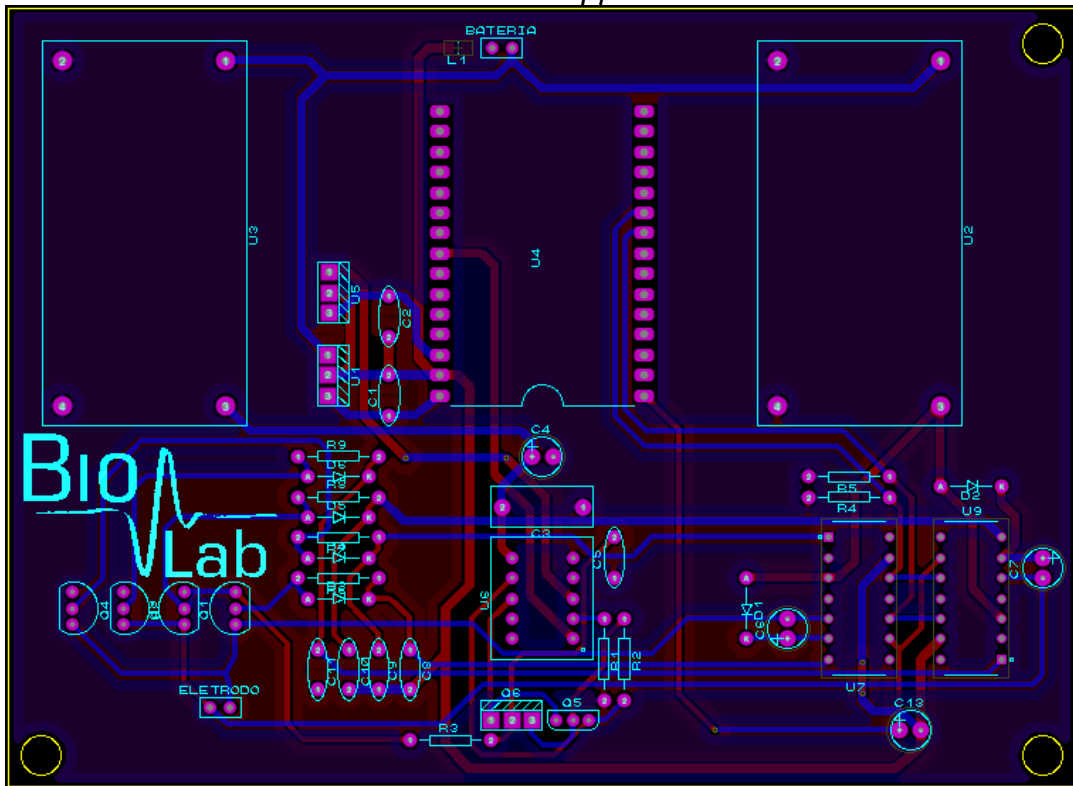
## Drivers de MOSFET



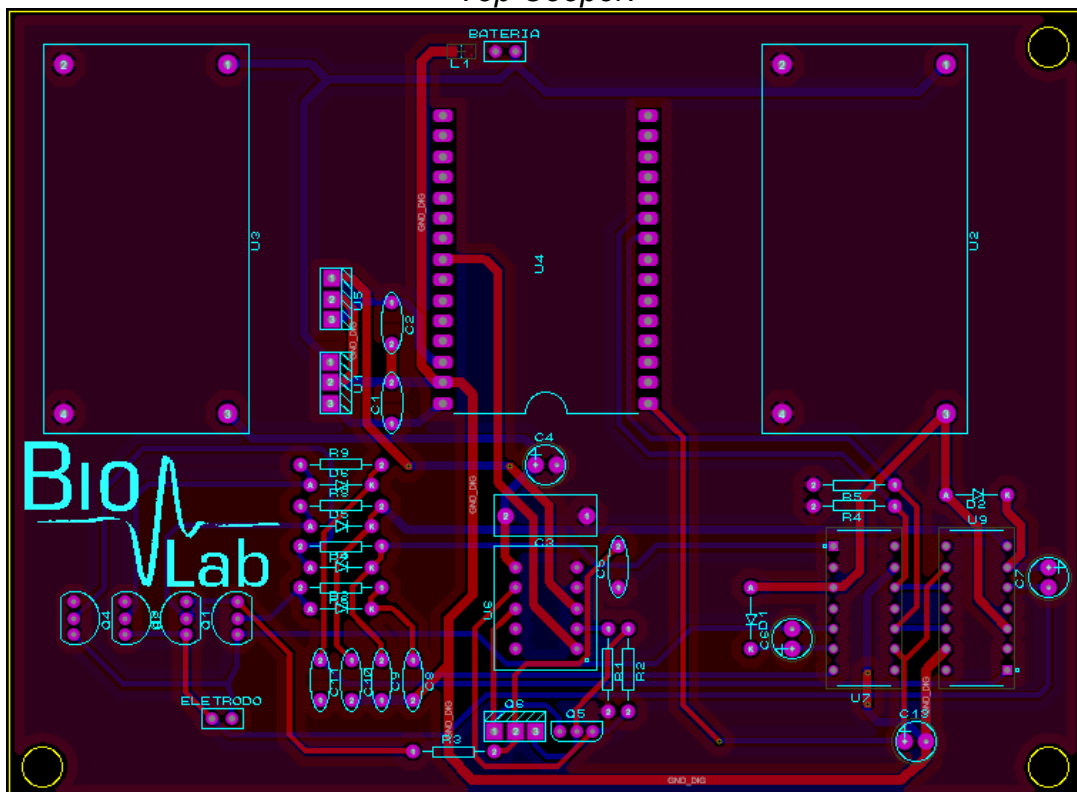
FILE NAME: <b>EFTEED.pdsprj</b>	DATE: <b>05/06/2023</b>
DESIGN TITLE: <b>Equip. de Feedback Tátil</b>	PAGE: <b>3 of 3</b>
PATH: C:\Users\vhenn\OneDrive\EFTEED.pdsprj	TIME: 20:43:01
BY: Victor Bértoli	REV: A

## APÊNDICE B - PROJETO DA PLACA DE CIRCUITO IMPRESSA

*Bottom Copper.*



*Top Cooper.*



## APÊNDICE C - CÓDIGO COMENTADO DO *FIRMWARE*

```

1 // Importando bibliotecas para o BLE
2 #include <BLEDevice.h>
3 #include <BLEServer.h>
4 #include <BLEUtils.h>
5 #include <BLE2902.h>
6
7 // Definindo parâmetros do BLE
8 #define SERVICE_UUID          "6E400001-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E"
9 #define CHARACTERISTIC_UUID  "6E400002-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E"
10 BLECharacteristic *pCharacteristic;
11
12 // Definindo as portas que serão utilizadas
13 #define A 19
14 #define B 18
15 #define DAC 25
16 #define EF 13
17 #define LED 2
18
19 // Definindo as variáveis com parâmetros iniciais
20 int LP=90; // Tempo em microssegundos da largura dos pulsos
21 int F=1; // Frequência em hertz do sinal
22 float T=1000; // Meio período do sinal em milissegundos
23 unsigned long TimerI = 0, Timer; // Timers para inversão do sentido do sinal
24 float i; // Corrente do protocolo
25 float X=0; // valor correspondente à corrente do protocolo
26 float erroDAC = 20, erroLPon = 10, erroLPoff = 30; // Fatores de correção
27 bool HBridgeState = true; // Define o sentido da Ponte em H
28 String appdata; // Dados recebidos pelo BLE
29
30 void setup() {
31   // Configurando as portas
32   pinMode(DAC, OUTPUT);
33   pinMode(A, OUTPUT);
34   pinMode(B, OUTPUT);
35   pinMode(LED, OUTPUT);
36   pinMode(EF, INPUT);
37
38   // Configurando as interrupções
39   attachInterrupt(EF, Erro, LOW);
40   attachInterrupt(EF, Ativo, RISING);
41
42   // Configurando BLE
43   BLEDevice::init("ZEUS");
44   BLEServer *pServer = BLEDevice::createServer();
45   BLEService *pService = pServer->createService(SERVICE_UUID);
46   pCharacteristic = pService->createCharacteristic(CHARACTERISTIC_UUID, BLECharacteristic::PROPERTY_WRITE);
47   pCharacteristic->addDescriptor(new BLE2902());
48   pService->start();
49   BLEAdvertising *pAdvertising = pServer->getAdvertising();
50   pAdvertising->start();
51 }
52

```

```

53 void Erro(){
54 // Rotina da interrupção em caso de erro
55 digitalWrite(LED, HIGH);
56 }
57
58 void Ativo(){
59 // Rotina da interrupção após solução do erro
60 digitalWrite(LED, LOW);
61 }
62
63 void IRAM_ATTR Pulsos(){
64 // Pulsos do sinal
65 digitalWrite(DAC, X); // Ligar a porta CDA
66 delayMicroseconds(LP-erroLPon); // Esperar o tempo definido com a correção da borda de subida
67 digitalWrite(DAC, 0); // Desligar a porta CDA
68 delayMicroseconds(LP-erroLPoff); // Esperar o tempo definido com a correção da borda de descida
69 }
70
71 void IRAM_ATTR HBridge(){
72 // Define o sentido da Ponte em H
73 if (HBridgeState) {
74 digitalWrite(B, LOW); // Desligar a porta digital B
75 delayMicroseconds(5);
76 digitalWrite(A, HIGH); // Ligar a porta digital A
77 }
78 else {
79 digitalWrite(A, LOW); // Desligar a porta digital A
80 delayMicroseconds(5);
81 digitalWrite(B, HIGH); // Ligar a porta digital B
82 }
83 HBridgeState = !HBridgeState;
84 TimerI = millis();
85 }
86
87 void IRAM_ATTR Protocolo(){
88 // Atribui os valores do protocolo em suas respectivas variáveis
89
90 // appdata contém "ii-fff-llll" onde i é a corrente, f a frequência e l a largura de pulso,
91 // logo, o caractere '-' é utilizado para separar os valores de cada parâmetro
92 i = (appdata.substring(0, appdata.indexOf('-')).toFloat())*10;
93 F = appdata.substring(appdata.indexOf('-') + 1, appdata.lastIndexOf('-')).toInt();
94 LP = appdata.substring(appdata.lastIndexOf('-') + 1).toInt();
95
96 X = map(i, 0, 60, 0, 237);
97 X = X + erroDAC;
98 T = (500/F);
99 }
100
101 void IRAM_ATTR BLE(){
102 // Recebe os dados do protocolo pelo BLE
103 if (pCharacteristic->getValue().length() > 0) {
104 appdata = String(pCharacteristic->getValue().c_str());
105 Protocolo();
106 }
107 }
108
109 void loop() {
110 BLE();
111 Timer = millis() - TimerI;
112 if(Timer >= T){HBridge();}
113 Pulsos();
114 }

```