


ELETROESTIMULADOR PARA FINS CIRÚRGICOS *MICROCONTROLLED ELECTROSTIMULATOR FOR SURGICAL PURPOSES*

Arthur Marques¹ Rafael Martineli² João Roberto Broggio³ Leopoldo Grangeiro Ervilha⁴ Victor Gabriel Machado da Silva⁵ 

Resumo: Este artigo apresenta o desenvolvimento de um eletroestimulador destinado a auxiliar procedimentos de correção de anomalias, com ênfase em segurança elétrica e controle preciso de pulsos. O dispositivo, baseado no microcontrolador PIC16F877A, gera estímulos em 2, 3 e 4 Hz, com larguras de pulso de 200 μ s e 500 μ s, selecionadas no painel sem necessidade de computador — mantendo a possibilidade de reprogramação para novas faixas. A arquitetura elétrica inclui limitação de corrente na entrada do gerador e isolamento galvânica por transformador, mitigando riscos ao paciente. Foram realizados testes de bancada e simulações (Proteus) para verificar frequência, largura de pulso e integridade do sinal; medições em osciloscópio confirmaram a concordância entre parâmetros programados e sinais gerados. Descrevem-se ainda decisões de projeto relativas à fonte, filtragem, organização do hardware e interface de operação. Os resultados indicam funcionamento estável do protótipo dentro dos limites especificados e viabilidade de uso clínico após validações adicionais, como estudos in vivo e avaliações em ambiente hospitalar.

Palavras-chave: Eletroestimulação; Microcontroladores; Corrente controlada; Isolação galvânica; Segurança elétrica.

Abstract: This paper presents the development of a microcontrolled electrostimulator designed to support surgical procedures for anomaly correction, emphasizing electrical safety and precise pulse control. The device, built around a PIC16F877A microcontroller, generates stimuli at 2, 3, and 4 Hz with pulse widths of 200 μ s and 500 μ s, selected directly on the front panel without the need for a computer while preserving reprogrammability for future ranges. The electrical architecture incorporates current limiting at the generator input and galvanic isolation via transformer, mitigating patient risk. Bench tests and Proteus simulations were conducted to verify

frequency, pulse width, and signal integrity; oscilloscope measurements confirmed agreement between programmed parameters and generated signals. The work also details design decisions

regarding power supply, filtering, hardware layout, and the operator interface. Results indicate stable prototype operation within specified limits and potential clinical applicability, pending further validation such as in vivo studies and assessments in hospital settings.

KEYWORDS: Electrostimulation; Microcontrollers; Controlled current; Galvanic isolation; Electrical safety.

1 Bacharelado em Engenharia Elétrica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo - Campus Votuporanga, marques.arthur@aluno.ifsp.edu.br

2 Bacharelado em Engenharia Elétrica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo - Campus Votuporanga, rafael.martineli@aluno.ifsp.edu.br

3 Doutor em Engenharia Biomédica, Universidade Brasil, jrbroggio@ifsp.edu.br

4 Bacharelado em Engenharia Elétrica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo - Campus Votuporanga, leopoldo.ervilha@aluno.ifsp.edu.br

5 Bacharelado em Engenharia Elétrica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo - Campus Votuporanga, machado.victor@aluno.ifsp.edu.br

1 INTRODUÇÃO

Dispositivos de eletroestimulação têm papel consolidado em reabilitação neuromuscular e em procedimentos clínico-cirúrgicos que exigem ativação controlada de grupos musculares (ZAMPIERI, 2015, p.433). Nesses contextos, a segurança elétrica, a previsibilidade temporal dos pulsos e a repetibilidade dos parâmetros são requisitos centrais para evitar desconforto, fadiga excessiva e riscos ao paciente (SILVA, 2018, p.1-17). Ao mesmo tempo, soluções comerciais costumam ser pouco flexíveis para ajustes finos de frequência e largura de pulso, além de dependerem de interfaces proprietárias ou de computadores externos para configuração e registro.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um eletroestimulador microcontrolado e autônomo, concebido para uso em rotinas cirúrgicas e de avaliação funcional, com seleção direta dos parâmetros no painel do equipamento. O sistema gera estímulos de baixa frequência (2, 3 e 4 Hz) com larguras de pulso de 200 μ s e 500 μ s, cobrindo faixas amplamente utilizadas para recrutamento motor controlado e maior conforto (SANTOS, 2022, p.1-20). A arquitetura elétrica incorpora limitação de corrente e isolamento galvânica por transformador, mitigando riscos de choque e interferência entre o circuito de controle e a saída para eletrodos (BEL SIGNAL TRANSFORMER, 2020).

A proposta busca unir robustez, simplicidade operacional e possibilidade de reprogramação, permitindo adaptar faixas e modos de estímulo às necessidades clínicas futuras. Como contribuição prática, descrevemos decisões de projeto (hardware e firmware), critérios de segurança adotados e resultados de testes de bancada e simulações que validam a estabilidade dos sinais, a exatidão dos parâmetros e a viabilidade de evolução para avaliações em ambiente hospitalar.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Engenharia elétrica aplicada ao eletroestimulador

A engenharia elétrica sustenta o desenvolvimento de dispositivos biomédicos ao assegurar qualidade de forma de onda, estabilidade temporal e proteção do usuário. Em eletroestimuladores, isso se traduz em fontes reguladas, condicionamento de sinais e barreiras de isolamento que garantem que os estímulos aplicados ao paciente sejam precisos, seguros e eficazes. Segundo (WEBSTER, 2010), a estimulação elétrica funcional pode ser direcionada a múltiplos fins clínicos do recrutamento neuromuscular à modulação de dor desde que os parâmetros sejam controlados com reprodutibilidade e limites de segurança claramente definidos.

2.2 Arquitetura Digital e Geração de Pulsos

No presente projeto, o PIC16F877A (MICROCHIP TECHNOLOGY, 2023) foi escolhido como núcleo de controle por combinar temporizadores confiáveis, amplo suporte de desenvolvimento e interface simples com os estágios analógicos. Ele gera pulsos com frequências de 2, 3 e 4 Hz e larguras de 200 ou 500 μ s, ajustados por chaves no painel, o que facilita a operação clínica sem a dependência de computador, (HADZIC, 2003, p.974). A plataforma microcontrolada também favorece a auditoria do firmware e a reprogramação para novas faixas, mantendo a rastreabilidade das versões.

A literatura destaca que soluções baseadas em microcontroladores têm sido amplamente adotadas em dispositivos médicos pela capacidade de integrar controle digital, proteção de corrente e supervisão de falhas num mesmo sistema, reduzindo complexidade e custo dos estágios analógicos sem abrir mão do desempenho elétrico exigido em aplicações de estimulação.

2.3 Controle de corrente e segurança

A segurança do paciente foi tratada desde o conceito do projeto, combinando limitação de corrente e isolamento por meio do transformador conforme boas práticas alinhadas às (IEC 60601-1, 2005) e (IEC 62353, 2007). Em vez de empregar uma fonte de corrente constante na saída, adotou-se um limitador de variação de corrente colocado a montante do gerador (até 100 mA), de modo que qualquer anomalia no controle não resulte em entrega de energia acima do previsto.

Após o condicionamento, o sinal é aplicado a um transformador de isolamento com relação de espiras $n \approx 1:20$, o que reduz a corrente disponível na saída e estabelece barreira física entre o circuito de controle e os eletrodos. Essa estratégia assegura que os estímulos permaneçam dentro de níveis seguros e eficazes, mitigando o risco de choques e de aquecimento indesejado. A literatura indica que correntes acima de ~ 10 mA podem causar desconforto ao paciente e, em situações específicas, representar perigo, razão pela qual o projeto foi dimensionado para não ultrapassar essa ordem de grandeza durante a operação normal.

Optou-se por não utilizar optoacopladores em série com o caminho de estímulo: pois, isolamento tida no trafo já provê a separação requerida entre o lado de controle e a saída aplicada ao paciente, simplificando a topologia e reduzindo pontos de falha. Em conjunto, limitador + transformador formam duas camadas independentes de proteção: contenção de corrente na origem e desacoplamento elétrico na interface com o paciente, atendendo aos requisitos funcionais e de segurança previstos para esta fase de P&D, (REBONATTO, 2015).

2.4 Seleção dos parâmetros de estimulação

O sistema permite a seleção manual dos parâmetros por meio de chaves seletoras no painel, eliminando a necessidade de comunicação com computador e facilitando o uso em ambiente clínico. Os parâmetros disponíveis são:

- Frequência: 2 Hz, 3 Hz ou 4 Hz;
- Largura de pulso: 200 μ s ou 500 μ s.

As frequências baixas de 2 Hz, 3 Hz e 4 Hz favorecem o recrutamento motor controlado e reduzem fadiga, pois essa faixa se alinha à frequência natural de disparo de unidades motoras para contrações lentas e sustentadas, enquanto as larguras de 200–500 μ s equilibram conforto e eficácia do estímulo. Para acomodar diferentes protocolos, o microcontrolador pode ser reprogramado com novas combinações (por exemplo, inclusão de *burst* ou trem de pulsos) sem alterações de hardware.. A literatura ressalta que flexibilidade na parametrização é essencial para ampliar o escopo de aplicações e adaptar-se a perfis de pacientes distintos.

Do ponto de vista de usabilidade, as chaves são rotuladas e a leitura é realizada com antirruído (debounce) no firmware, prevenindo comutações espúrias. Em produção futura, recomenda-se registrar no painel o modo ativo por indicador luminoso, garantindo rastreabilidade do parâmetro selecionado durante o procedimento.

2.5 Características e linguagem de configuração do microcontrolador

O PIC16F877A foi programado em linguagem C (compilador MPLAB XC8) pela boa relação entre desempenho, legibilidade e portabilidade do código, além do amplo ecossistema de ferramentas e exemplos disponíveis para ensino e P&D. Essa opção favorece a reutilização de módulos e a auditoria do firmware em ambientes acadêmicos e clínicos.

A configuração de bits de dispositivo definiu a fonte de clock (<HS/XT/Internal>), ativação de Watchdog Timer, Power-up Timer e políticas de Brown-out Reset, reduzindo a probabilidade de travamentos silenciosos. A lógica adota uma máquina de estados (IDLE → CONFIG → STIM → MONITOR): em CONFIG são lidas as chaves seletoras com *debounce* por amostragem; em

STIM os timers (TMR0/TMR1) geram as janelas de 200/500 μ s e os períodos de 2/3/4 Hz; em MONITOR executam-se verificações de *watchdog*, tempo máximo de sessão e condições de erro, (MAZIDI, 2018).

2.6 Organização do Código

O código organiza-se em camadas: **(i)** abstração de hardware (GPIO, temporizadores, interrupções), **(ii)** serviços (leitura/validação de parâmetros, antirruído), **(iii)** aplicação (sequenciamento dos pulsos). O uso de interrupções garante jitter reduzido na temporização; quando necessário, recorre-se a *polling* de baixa prioridade para tarefas não críticas (indicadores, leitura lenta). Essa arquitetura permite ajustes dinâmicos de frequência/largura, facilita calibração futura (p.ex., rotina de autoverificação de tempo de pulso) e simplifica a expansão para novos modos (burst, trens de pulsos) sem alterar o hardware.

2.7 Parte elétrica do projeto

A parte elétrica organiza-se em cinco blocos principais: **(i)** fonte de alimentação regulada, **(ii)** controle microcontrolado (PIC16F877A), **(iii)** condicionamento/limitação do pulso, **(iv)** isolamento por transformador e **(v)** interface com os eletrodos. O transformador de isolamento exerce papel central ao prover barreira galvânica entre o circuito de controle e a saída destinada ao paciente, além de reduzir a corrente disponível no secundário; o emprego de transformadores em dispositivos médicos é prática consolidada para incrementar a segurança elétrica e mitigar risco de choque.

A fonte é implementada a partir de retificação, filtragem e regulação linear para os barramentos do controle e dos estágios de condicionamento. Capacitores de bulk garantem reserva de energia sob variação de carga, enquanto capacitores de desacoplamento locais (100 nF próximos aos pinos do PIC e dos CIs de interface) minimizam ruídos de comutação e evitam acoplamentos entre trilhas digitais e analógicas. O arranjo contempla filtro EMI

de entrada, fusível e NTC de partida suave, reforçando a robustez frente a surtos e *inrush*.

2.8 Justificativa clínica para frequências e larguras de pulso

Seleção das frequências e larguras de pulso do eletroestimulador foi fundamentada em estudos clínicos que avaliam a resposta do músculo esfíncteriano anal à estimulação elétrica. De acordo com (VIANA, 2023), no desenvolvimento de equipamentos de estimulação elétrica muscular voltados para a cirurgia de correção de malformações anorretais, a escolha dos parâmetros de frequência e largura de pulso desempenha um papel crucial na eficácia do procedimento.

As frequências utilizadas no presente estudo foram 2 Hz, 3 Hz e 4 Hz, pois essas faixas permitem uma estimulação esfíncteriana eficaz dos músculos sem induzir fadiga muscular prematura. Estudos indicam que frequências abaixo de 5 Hz são adequadas para estimulação sensorial e recrutamento muscular controlado, enquanto frequências mais elevadas podem induzir tetania, o que não é desejável para a aplicação cirúrgica. Além disso, a baixa frequência possibilita uma resposta muscular mais evidente, permitindo uma melhor visualização do tecido a ser tratado durante a cirurgia.

2.9 Análise de parâmetros sobre equipamentos comerciais

A duração dos pulsos elétricos também foi analisada em estimuladores comerciais, variando de 34,8 μ s a 460 μ s, o que pode influenciar diretamente na resposta muscular. A forma de onda dos estímulos, geralmente monofásica quadrada, pode sofrer distorções conforme a impedância da carga aumenta, tornando-se um fator crítico para a confiabilidade da estimulação.

Portanto a largura de pulso foi estabelecida em 200 μ s e 500 μ s, valores que garantem um equilíbrio entre a penetração do estímulo elétrico no tecido e o conforto do paciente, quando utilizado em contexto clínico. Segundo

(WEBSTER, 2010), larguras de pulso inferiores a 200 μ s podem não ser eficazes para recrutamento de fibras musculares profundas, enquanto larguras de pulso superiores a 500 μ s podem aumentar o desconforto do paciente e o risco de efeitos adversos.

Outro fator determinante na escolha desses parâmetros foi a referência a equipamentos clínicos já consolidados, como o estimulador PS2 de Alberto Peña e o K-Takaoka 92, que operam com frequências similares resultados na e demonstram bons identificação do complexo esfíncteriano durante a cirurgia. Além disso, a possibilidade de ajuste desses parâmetros, via reprogramação do microcontrolador, garante a flexibilidade do dispositivo para diferentes aplicações cirúrgicas.

3 METODOLOGIA

Esta seção descreve os procedimentos adotados para o projeto, a implementação e a validação do eletroestimulador.

3.1 Definição dos requisitos técnicos

Para o desenvolvimento do equipamento, estabeleceram-se requisitos que asseguram funcionamento adequado e seguro. O dispositivo foi projetado para operar com frequências de 2 Hz, 3 Hz e 4 Hz e larguras de pulso de 200 μ s e 500 μ s, com seleção manual por chaves seletoras. Para garantir a segurança do paciente, implementou-se limitação de corrente na entrada do gerador, restringindo-a a 100 mA. Adicionalmente, para evitar risco de choque elétrico ou fuga de corrente, a aplicação de um dimensionamento correto das bobinas referentes ao transformador, garantiu sua isolação segura.

Outro requisito foi a eliminação da necessidade de comunicação com computador externo, garantindo que todas as configurações fossem realizadas manualmente no painel. Essa abordagem aumenta a confiabilidade do sistema e facilita o uso em ambientes clínicos, (SEDRA, 2020).

3.2 Projeto e implementação do circuito

O projeto do circuito elétrico envolveu a seleção e o dimensionamento adequados dos componentes para garantir eficiência e segurança. O transformador, como dito, proveu proteção galvânica e teve o objetivo de reduzir a corrente aplicada ao paciente, mitigando riscos elétricos, (NEUMANN, 2019). Capacitores de filtragem foram incorporados para minimizar interferências e assegurar um sinal limpo e estável, eliminando ruídos na saída. A fonte de alimentação foi projetada para fornecer energia contínua e regulada a todo o sistema, evitando quedas de tensão que pudessem comprometer o funcionamento do microcontrolador e dos estágios de potência.

A limitação de corrente na entrada do gerador foi implementada de modo a proteger o paciente contra correntes excessivas. O circuito foi modelado e analisado inicialmente por meio de simulações computacionais (Proteus/Multisim), o que permitiu avaliar o comportamento antes da montagem prática, otimizar a configuração e garantir que a corrente na saída se mantivesse dentro de limites seguros.

3.3 Programação do microcontrolador

A programação do PIC16F877A foi realizada em linguagem C, utilizando o compilador MPLAB XC8. O código desenvolvido gera os pulsos elétricos com precisão e garante a leitura correta das chaves seletoras, que definem os parâmetros de estimulação. A lógica do programa foi estruturada para:

- Ler os estados das chaves conectadas às entradas digitais do microcontrolador;
- Definir a largura de pulso e a frequência conforme a configuração manual do operador;
- Gerar os pulsos controlados por temporização baseada na função `_delay_ms()`;

- Acionar e desacionar a saída digital (RC2) no tempo correto, assegurando que os pulsos sejam aplicados de acordo com os parâmetros escolhidos.

O código foi organizado de forma modular, permitindo futuras adaptações e atualizações. Durante o desenvolvimento, realizaram-se testes de bancada para validar os tempos de geração, garantindo a precisão das frequências e larguras de pulso programadas.

3.4 Montagem e testes

Após as simulações, o circuito foi montado em protoboard para testes iniciais. Utilizaram-se osciloscópio e multímetro digital para validar a saída do sistema e verificar se os pulsos elétricos estavam sendo gerados corretamente. A análise das formas de onda confirmou que os valores de frequência e largura de pulso estavam de acordo com os parâmetros estabelecidos.

Os testes também avaliaram a limitação de corrente, assegurando que a corrente máxima na entrada do gerador permanecesse dentro do limite de 100 mA. Além disso, foi realizada inspeção térmica dos componentes, comprovando que o sistema podia operar de forma contínua sem risco de superaquecimento.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

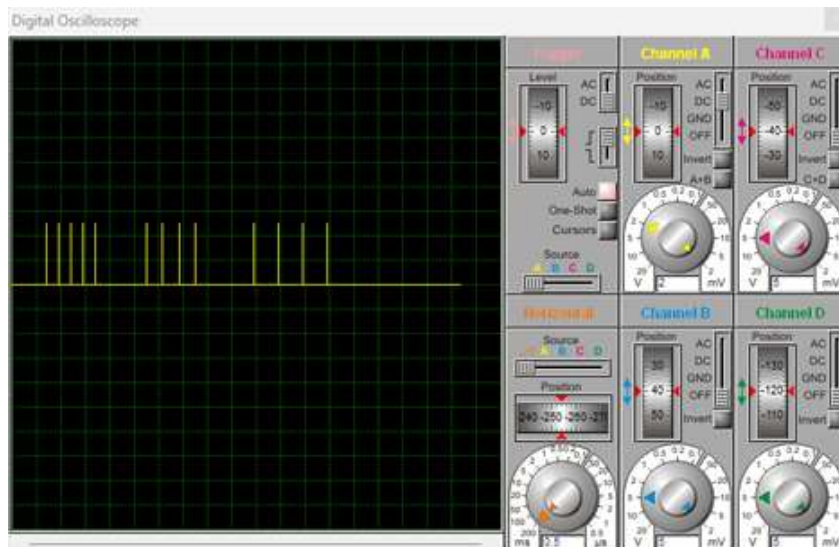
A validação do eletroestimulador foi realizada por meio de testes práticos e simulações, contemplando desde a programação do PIC16F877A até a análise das formas de onda geradas e a verificação de conformidade com os parâmetros especificados. Além dos ensaios de bancada, o protótipo foi montado e avaliado em sua estrutura física, confirmando o correto funcionamento tanto da parte interna quanto do painel de controle.

4.1 Validação dos sinais gerados

Para verificar a precisão dos pulsos produzidos pelo microcontrolador, utilizou-se osciloscópio digital para capturar e analisar as formas de onda na saída do circuito. Os testes demonstraram que os pulsos foram gerados com as frequências e larguras de pulso programadas no PIC16F877A, sem variações significativas.

A figura 1 a seguir apresenta a captura do sinal gerado, evidenciando a regularidade dos pulsos conforme os parâmetros definidos no firmware de 200 ms/div.

Figura 1 – Sinais gerados no osciloscópio



Fonte: Elaborada pelos autores.

Os resultados das medições foram registrados na tabela 1, comparando os valores programados e os valores reais medidos:

Tabela 1 – Valores de sinais em frequência

| Configuração | Largura de Pulso | Frequência (Hz) | Resultado Medido |
|-----------------|------------------|-----------------|------------------|
| Chave 1 Ativa | 200 μ s | 2 | ok |
| Chave 1 Inativa | 500 μ s | 2 | ok |
| Chave 2 Ativa | 200 μ s | 3 | ok |
| Chave 2 Inativa | 500 μ s | 3 | ok |
| Chave 3 Ativa | 200 μ s | 4 | ok |
| Chave 3 Inativa | 500 μ s | 4 | ok |

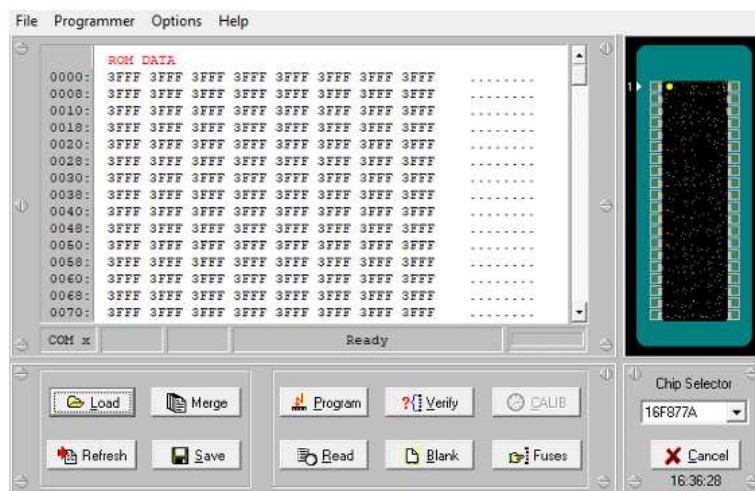
Fonte: Elaborada pelos autores.

Esses resultados confirmam que o sistema responde corretamente às configurações feitas pelo usuário, garantindo a precisão dos parâmetros selecionados.

4.2 Análise da programação do microcontrolador

O código do PIC16F877A foi desenvolvido em linguagem C utilizando o MPLAB XC8 (figura 2). O programa foi configurado para gerar os pulsos de acordo com os estados das chaves seletoras e garantir o controle adequado da saída. A imagem a seguir apresenta a interface do software de gravação do microcontrolador, onde o firmware foi carregado e verificado antes da execução.

Figura 2 - Interface do software de gravação do PIC16F877A



Fonte: Elaborada pelos autores.

O código abaixo exemplifica uma das rotinas de geração dos pulsos:

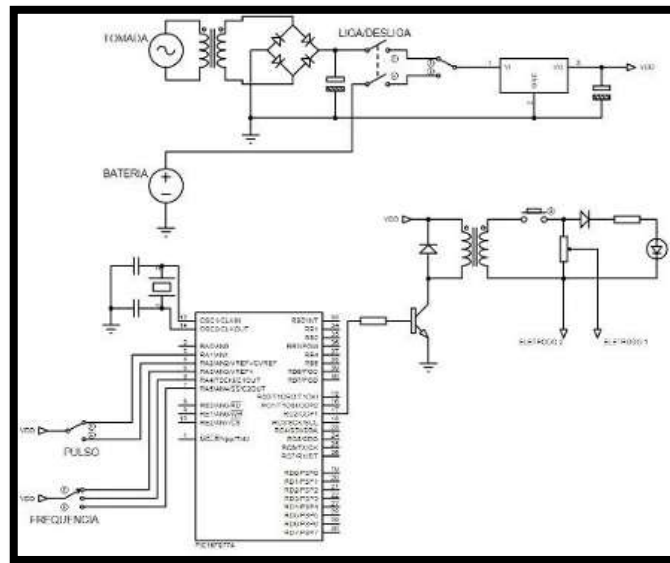
```
if ((RB0 == 1) && (RB3 == 1)){  
RC2 = 1;  
_delay_ms(0.2);  
RC2 = 0;  
_delay_ms(499.8);  
}
```

Os testes demonstraram que o microcontrolador respondeu corretamente às configurações realizadas, garantindo a exatidão dos pulsos gerados. Um detalhe importante a se destaca é que a rotina por `_delay_ms` é suficiente/necessário para o funcionamento do protótipo.

4.3 Teste de alimentação e circuito elétrico

O circuito do eletroestimulador inclui uma fonte de alimentação regulada, garantindo 5V para o microcontrolador e demais componentes. A montagem do circuito foi realizada conforme o esquema elétrico projetado, garantindo a correta distribuição da energia. A figura 3 a seguir apresenta o esquema elétrico do sistema, incluindo a fonte de alimentação, transformador, chaves seletoras e saídas para os eletrodos.

Figura 3 - Esquema elétrico do eletroestimulador

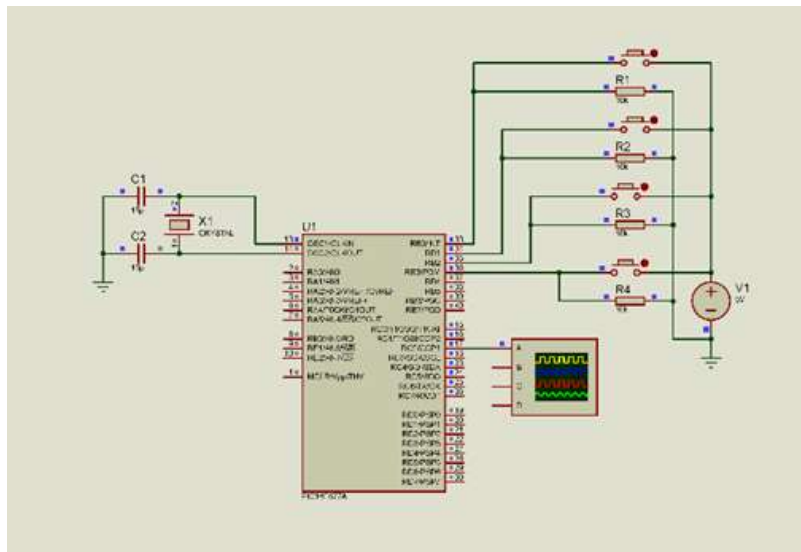


Fonte: Elaborada pelos autores.

Os testes de alimentação foram conduzidos com um multímetro digital, confirmando que a tensão fornecida ao microcontrolador e ao circuito de saída estava estável, sem variações indesejadas.

Para antecipar possíveis ajustes no circuito antes da montagem física, foi realizada uma simulação no Proteus, analisando o comportamento dos sinais gerados pelo microcontrolador. A figura 4 apresenta a simulação realizada, demonstrando a geração dos pulsos conforme a configuração definida.

Figura 4 - Simulação computacional do circuito no Proteus



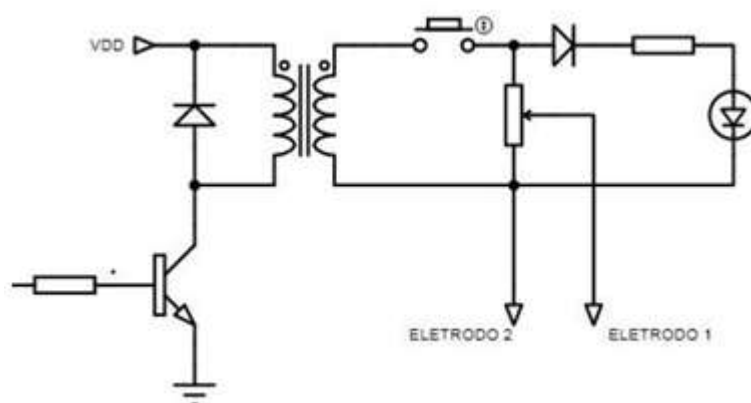
Fonte: Elaborada pelos autores.

Os testes de simulação mostraram que os sinais gerados estavam dentro dos parâmetros desejados, confirmando a funcionalidade do circuito antes da implementação prática.

4.4 Avaliação da segurança do sistema

A segurança do eletroestimulador foi um dos principais pontos avaliados, garantindo que a corrente aplicada ao paciente permanecesse dentro dos limites recomendados. Os testes de corrente confirmaram que a corrente na saída do transformador era reduzida significativamente, garantindo um estímulo seguro para o paciente. A figura 5 mostra a configuração do circuito de saída e os eletrodos utilizados no projeto.

Figura 5 - Circuito de saída e eletrodos



Fonte: Elaborada pelos autores.

Além disso, verificou-se que o sistema operava sem aquecimento excessivo, garantindo estabilidade térmica e confiabilidade para uso contínuo.

4.5 Validação do protótipo na prática

Após os testes laboratoriais e simulações, o protótipo foi montado e analisado em sua estrutura física. Três imagens foram registradas para demonstrar o dispositivo em sua totalidade:

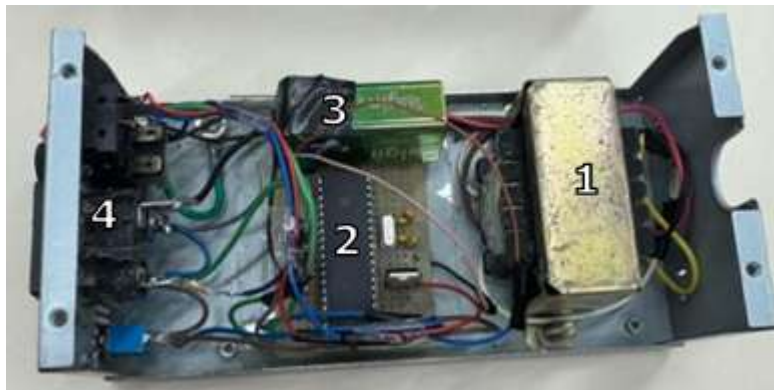
- **Figura 6 - Exterior do protótipo:** Exibe a estrutura física externa do dispositivo, incluindo sua carcaça e conexões.
- **Figura 7 - Interior do protótipo:** Mostra a organização interna dos componentes eletrônicos e o layout do circuito.
- **Figura 8 - Painel de controle:** Apresenta os botões e indicadores utilizados para a seleção dos parâmetros de estímulo.

Figura 6 - Visão externa do protótipo



Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 7 - Visão interna do protótipo

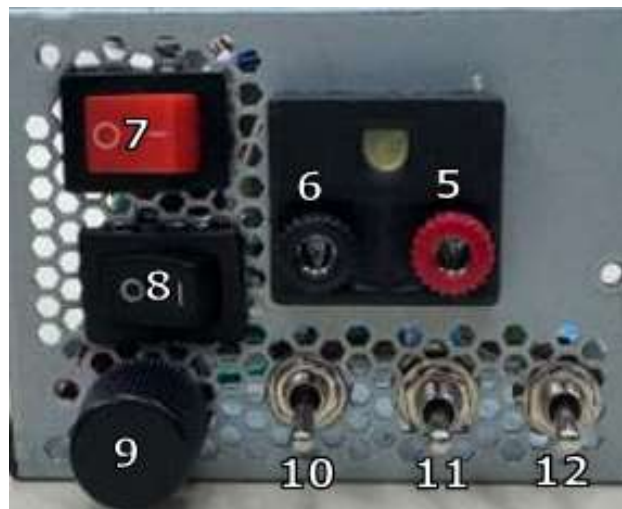


Fonte: Elaborada pelos autores.

Na figura 7, que ilustra o circuito interno da máquina, podemos observar a separação e destaque de algumas partes do equipamento numeradas de 1 a 4, as quais são descritas a seguir: **(1)** o transformador, responsável pelo isolamento galvânico, assegura que a corrente aplicada ao paciente seja segura e reduzida, prevenindo riscos elétricos. **(2)** A placa de circuito impresso, equipada com o microcontrolador PIC16F877A, processa as configurações selecionadas pelo operador e gera os sinais elétricos com a frequência e largura de pulso adequadas. Esse componente atua como o cérebro do sistema, convertendo os comandos de entrada em pulsos elétricos precisos,

(ALCIATORE, 2011). **(3)** A bateria, responsável por fornecer energia ao sistema, garante a operação estável do dispositivo, permitindo mobilidade e eliminando a necessidade de uma fonte de alimentação externa contínua. Esse recurso torna o equipamento mais versátil para aplicações clínicas portáteis. **(4)** O painel de controle, visto pela parte interna, com seus respectivos terminais de conexão e componentes de interface, permitindo a seleção manual dos parâmetros de estimulação, que será melhor explicado na imagem a seguir.

Figura 8 – Painel de controle do eletroestimulador



Fonte: Elaborada pelos autores.

Por conseguinte, na Figura 8, que mostra o painel de controle da máquina visto pela parte externa, separado de 5 a 12, podemos observar os seguintes parâmetros de seleção do equipamento: o terminal de saída **(5)**, utilizado para o acoplamento da ponteira de contato “positiva”, e o terminal de saída **(6)**, destinado ao acoplamento da ponteira de contato “negativa”. O interruptor geral **(7)**, de dois terminais, é responsável por cessar o fluxo de tensão e corrente do sistema, a fim de evitar o descarregamento da bateria e permitir o desligamento total do equipamento. O interruptor de três terminais **(8)** é utilizado como chave seletora de largura de pulso; quando pressionado à esquerda, seleciona 200 μ s, e quando pressionado à direita, seleciona 500 μ s. O potenciômetro **(9)** é

responsável pelo ajuste e variação da intensidade de corrente, permitindo que, conforme a necessidade médica, o operador possa utilizar uma corrente mais baixa ou mais alta. A chave seletora **(10)** é responsável pela seleção da frequência de 2 Hz, enquanto a chave **(11)** permite a seleção da frequência de 3 Hz e a chave **(12)**, sendo a terceira e última, controla a frequência de 4 Hz.

Sendo assim, a configuração das chaves e a disposição dos elementos no painel tornam o equipamento funcional sem a necessidade de um computador externo. Sua estrutura bem organizada assegura que o operador possa configurar o sistema de maneira prática e eficiente, ajustando os parâmetros conforme necessário durante o procedimento em questão.

Por fim, os testes práticos mostraram que o protótipo responde corretamente aos comandos do usuário e opera conforme especificado. A interface do painel de controle foi validada, garantindo que os botões e chaves seletoras permitissem a configuração precisa da estimulação.

5 CONCLUSÃO

O desenvolvimento do eletroestimulador proposto demonstrou a viabilidade de um dispositivo seguro e eficiente para a geração controlada de pulsos elétricos, com potencial aplicação em cirurgias de correção de anomalias anorretais. A implementação do PIC16F877A permitiu um controle preciso das frequências e larguras de pulso, garantindo a estabilidade dos sinais elétricos gerados. Os testes laboratoriais, incluindo medições com osciloscópio e multímetro digital, confirmaram que o sistema operava conforme especificado, com os parâmetros programados sendo corretamente reproduzidos. Além disso, as simulações computacionais realizadas no Proteus demonstraram coerência entre os sinais gerados e os valores esperados, validando o funcionamento teórico do circuito antes da montagem física.

A análise do circuito elétrico mostrou que a isolamento galvânica, proporcionada pelo transformador, desempenhou um papel essencial na segurança do sistema, evitando conexões diretas entre os circuitos de controle

e a saída do dispositivo. O teste de corrente indicou que o sistema manteve a limitação definida de 100 mA na entrada do gerador, prevenindo riscos de sobrecorrente. A montagem do protótipo físico possibilitou a validação da interface de controle, que se mostrou intuitiva e funcional, permitindo a seleção dos parâmetros de estimulação sem a necessidade de um computador externo.

Embora o dispositivo tenha sido validado experimentalmente em laboratório, é importante destacar que não foram realizados testes em pacientes. A análise foi restrita a medições elétricas e à avaliação do comportamento do sistema em bancada. Assim, para a aplicação clínica, estudos adicionais devem ser conduzidos, incluindo testes em modelos biológicos e validações em ambiente hospitalar, garantindo que o dispositivo atenda aos requisitos médicos e normativos.

Diante dos resultados obtidos, conclui-se que o eletroestimulador desenvolvido apresenta um funcionamento estável e confiável, com potencial para ser utilizado em aplicações médicas após as devidas validações clínicas. Melhorias futuras podem incluir a incorporação de novos parâmetros de estimulação, um sistema de monitoramento em tempo real e a integração com dispositivos de comunicação para ajuste remoto dos sinais elétricos. O projeto destaca a importância da engenharia elétrica no desenvolvimento de tecnologias biomédicas inovadoras, contribuindo para soluções eficazes e acessíveis no campo da saúde.

REFERÊNCIAS

ALCIATORE, D. G.; HISTAND, M. B. *Introduction to Mechatronics and Measurement Systems*. New York: McGraw-Hill, 2011.

BEL SIGNAL TRANSFORMER. Como usar transformadores de isolação CA em equipamento médico para prevenir choque. *DigiKey*, 3 dez. 2020. Disponível em: <https://www.digikey.com.br/pt/articles/how-to-use-ac-isolation-transformers-in-medical-equipment-to-prevent-shock>.

HADZIC, A.; VLOKA, J.; HADZIC, N.; THYS, D. M.; SANTOS, A. C. Nerve stimulators used for peripheral nerve blocks vary in their electrical characteristics. *Anesthesiology*, v. 98, p. 969–974, 2003. Disponível em: <http://pubs.asahq.org/anesthesiology/articlepdf/98/4/969/406750/0000542-20030400000026.pdf>.

MAZIDI, M. A. *PIC Microcontroller and Embedded Systems: Using Assembly and C for PIC18*. Upper Saddle River: Pearson, 2018.

MICROCHIP TECHNOLOGY. *PIC16F877A Datasheet*. Chandler, AZ: Microchip Technology Inc., 2023. Disponível em: <https://www.microchip.com/en-us/product/PIC16F877A>.

NEUMANN, M. R. *Electrical Safety in Biomedical Devices*. Cham: Springer, 2019.

REBONATTO, M. T. Métodos para análise de correntes elétricas de equipamentos eletromédicos em procedimentos cirúrgicos e detecção de periculosidade aos pacientes. Tese (Doutorado em Ciência da Computação) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. *Microelectronic Circuits*. New York: Oxford University Press, 2020.

SANTOS, A. D. Conceitos básicos em eletroterapia, tipos de correntes e parâmetros físicos. In: REIS, F. J. J. (ed.). *Agentes Eletrofísicos na Fisioterapia Traumato-Ortopédica*. [S.l.]: [s.n.], [2022]. p. 1-20. Disponível em: https://konektacommerce.nyc3.cdn.digitaloceanspaces.com/TEXT_SAMPLE_CONTENT/agentes-eletrofisicos-na-fisioterapia-traumato-ortopedica-251492-1.pdf.

SILVA, B. O. Requisitos de segurança em equipamentos eletromédicos. 2018. 88 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2018. Disponível em: https://semanaacademica.org.br/system/files/artigos/tcc_final_3.pdf.

VIANA, I. L. Desenvolvimento de Protótipo de Equipamento de Estimulação Elétrica Muscular para Cirurgia de Malformação Anorretal de Uso Pediátrico. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Universidade Brasil, São Paulo, 2023.

WEBSTER, J. G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. Hoboken: Wiley, 2010.

ZAMPIERI, F. G. et al. Efeitos e modos de aplicação da eletroestimulação neuromuscular em pacientes críticos. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, v. 27, n. 4, p. 433–441, 2015. Disponível em: <http://www.assobrafir.periodikos.com.br/article/5dd542840e88259051c8fca6?languageSelector=en>.

IEC – INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 60601-1: Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance. 3. ed. Geneva: IEC, 2005.

IEC – INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 62353: Medical electrical equipment – Recurrent test and test after repair of medical electrical equipment. Geneva: IEC, 2007.