

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

**MARCELO DO CARMO CAMARGO GAIOTTO**

**ESTIMULADOR ELÉTRICO NEUROMUSCULAR BIFÁSICO COM  
SAÍDA EM PONTE H ISOLADA ELETRICAMENTE**

**DISSERTAÇÃO**

**CURITIBA  
2012**

MARCELO DO CARMO CAMARGO GAIOTTO

**ESTIMULADOR ELÉTRICO NEUROMUSCULAR BIFÁSICO COM  
SAÍDA EM PONTE H ISOLADA ELETRICAMENTE**

Dissertação apresentada como requisito parcial  
para obtenção do grau de Mestre em Ciências, do  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia  
Elétrica e Informática Industrial, Universidade  
Tecnológica Federal do Paraná.  
Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

CURITIBA  
2012

---

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

---

- G143 Gaiotto, Marcelo do Carmo Camargo  
Estimulador elétrico neuromuscular bifásico com saída em ponte H isolada eletricamente /  
Marcelo do Carmo Camargo Gaiotto. – 2012.  
124 f. : il. ; 30 cm
- Orientador: Percy Nohama.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-  
graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2012.  
Bibliografia: f. 99-103.
1. Estímulos elétricos. 2. Estimulação neural. 3. Circuitos de ponte. 4. Correntes elétricas. 5.  
Eletroterapia. 6. Instrumentos e aparelhos médicos. 7. Engenharia elétrica – Dissertações. I.  
Nohama, Percy, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-  
graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

**Título da Dissertação Nº. 619**

## **“Estimulador Elétrico Neuromuscular Bifásico com Saída em Ponte H Isolada Eletricamente”**

por

**Marcelo do Carmo Camargo Gaiotto**

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, às 14h do dia 30 de novembro de 2012. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

---

Prof. Percy Nohama, Dr.  
(Presidente – UTFPR)

---

Prof. João da Silva Dias, Dr.  
(UFPR)

---

Prof. Sergio Francisco Pichorim, Dr.  
(UTFPR)

Visto da coordenação:

---

Prof. Ricardo Lüders, Dr.  
(Coordenador do CPGEI)

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer a Deus pelo dom da vida e pela família que tenho. Agradeço a meus pais, Francisco Gaiotto e Thereza de Camargo Gaiotto (*in memoriam*) pelo exemplo de vida, doação, carinho e alegria, que não limitaram, em momento algum, esforços e bens para que nós, filhos, tivéssemos a oportunidade de estudar e crescer como pessoas de bem.

A meus irmãos: Paulo Bernardo de Camargo Gaiotto, Newton José de Camargo Gaiotto, João Roberto de Camargo Gaiotto e Francisca Teresa de Camargo Gaiotto, que sempre estiveram ao meu lado incentivando, apoiando, vibrando e compreendendo minhas faltas.

A minha noiva e futura esposa Yeda Maria Macedo Romanini, que motivou sempre, compreendendo meus momentos de ausência com muito carinho, principalmente nas etapas finais deste trabalho.

Agradeço também aos meus amigos Guilherme Nunes Nogueira Neto e Eddy Krueger, pelos infindáveis apoios, conversas e orientações ao longo das pesquisas e coletas.

Meu orientador, que é mais que um amigo, Prof. Percy Nohama, agradeço pelos anos de orientações de vida, conversas e apoios, que não se limitaram tão somente à técnica.

Ao meu irmão de vida Carlos Eduardo Fusinato Magnani, que dividiu comigo muito dos momentos, conhecimentos e ideias ao longo deste trabalho.

“Criaí ânimo, não tenhais medo!  
Vede, é vosso Deus,  
é a vingança que vem, é a recompensa de Deus;  
é ele que vem para vos salvar”.

Então se abrirão os olhos dos cegos  
e se descerrarão os ouvidos dos surdos.  
O coxo saltará como um cervo  
e se desatará a língua dos mudos,  
assim como brotarão águas no deserto  
e jorrarão torrentes no ermo.

A terra árida se transformará em lago,  
e a região sedenta, em fontes d'água.

(Is 35,4-7)

## RESUMO

GAIOTTO, Marcelo do Carmo Camargo. **Estimulador elétrico neuromuscular bifásico com saída em ponte H isolada eletricamente**. 2012. 124 f. Dissertação - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2012.

A eletrônica empregada no desenvolvimento de estimuladores elétricos funcionais contempla enorme diversificação de técnicas e tecnologias, cujas soluções para o estágio de saída variam desde circuitos transistorizados (bipolares ou MOSFETs), transformadores de pulso até amplificadores operacionais de alta tensão. Desenvolver um estimulador elétrico neuromuscular bifásico com saída em ponte H isolada eletricamente. O sistema de estimulação elétrica neuromuscular bifásico contém saída em ponte H utilizando somente transistores MOSFET canal N, permitindo a geração de pulsos bifásicos e monofásicos com controle de amplitude independente para cada pulso, por meio de uma plataforma eletrônica flexível, que possibilita sua utilização com diversos tipos de elementos de controle, desde microcontroladores e FPGA até dispositivos de instrumentação virtual do tipo LabView. Foram realizados testes de bancada que permitiram avaliar o desempenho do instrumento todo e de seus módulos separadamente. A faixa de alimentação utilizada nos testes foi de 12 a 24V, sendo relacionada diretamente a técnica de geração da alta tensão empregada que permitiu produzir de 280 V a 300 V, utilizados na ponte H, que por sua vez, apresentou o desempenho esperado fornecendo pulsos bifásicos com valores de pico a pico de até 600 V, que podendo ter sua amplitude dos pulsos controlada individualmente com uma resolução de 73,26 mV (4096 passos), permitindo, assim, a geração de diferentes padrões estimulatórios criados a partir da interface gráfica. O estimulador projetado propiciou o desenvolvimento de uma nova técnica de saída em ponte H utilizando transistores MOSFET canal N na construção de estimuladores elétricos neuromusculares com saída bifásica e com controle de amplitude independente para cada pulso. Tal funcionalidade poderá contribuir para novos estudos e trabalhos em reabilitação empregando estimulação elétrica neuromuscular, considerando que, por meio da interface gráfica criada, formas de ondas estimulatórias específicas podem ser geradas.

**Palavras-Chave:** Estimulador elétrico neuromuscular, ponte H, FES, NMES, forma de onda bifásica.

## ABSTRACT

GAIOTTO, Marcelo do Carmo Camargo. **A biphasic neuromuscular electrical stimulator with electrically insulated H-bridge output.** 2012. 124 f. Dissertação - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2012.

The electronics used in the development of functional electrical stimulators include huge diversification of techniques and technologies, whose solutions for the output stage range from transistor circuits (bipolar or MOSFET), to pulse transformers and high-voltage operational amplifiers. To develop a biphasic neuromuscular electrical stimulator with electrically isolated H-bridge output. The electrical neuromuscular stimulation system contains biphasic H-bridge output using only N-channel MOSFET transistors, allowing the generation of mono and biphasic pulses whose pulse amplitudes are independently controlled by a flexible electronics platform, which enables its use with different types of control elements, from microcontroller and FPGA devices to Labview virtual instrument. Bench tests were performed that allowed to assess the performance of the instrument and all its modules separately. The power range used in the tests was 12 to 24V, the technique is directly related to generate the high voltage used which allowed to produce 280 V to 300 V, used in the H bridge, which in turn performed as expected providing pulses biphasic with peak to peak values of 600 V, which pudental have its amplitude pulses individually controlled with a resolution of 73.26 mV (step 4096), thus allowing the generation of stimulatory different patterns created from the graphical interface. The project developed led the design of a new technique for H-bridge output using transistors N-channel MOSFET in the construction of biphasic neuromuscular electrical stimulator with independent amplitude control for each pulse. Such functionality can contribute to new studies and rehabilitation using neuromuscular electrical stimulation, whereas through the graphical user interface created stimulatory specific waveforms can be generated.

**Keywords:** Neuromuscular electrical stimulator, H-bridge, FES, NMES, biphasic waveform.



## LISTAS DE FIGURAS

|   |    |
|---|----|
| FIGURA 1 – Neurônio sensor. Na ilustração: (1) terminais axônicos, (2) corpo do neurônio; (3) nucléolo; (4) axônio; (5) Célula de Schwann; (6) dendritos. Fonte: Smartdraw 2010. .... | 16 |
| FIGURA 2 – Neurônio Motor. Na ilustração: (1) dendritos, (2) corpo do neurônio; (3) nucléolo; (4) axônio; (5) Célula de Schwann; (6) terminais axônicos. Fonte: Smartdraw 2010. ....  | 16 |
| FIGURA 3 – Arco Reflexo – reação natural a um estímulo. Fonte: Smartdraw 2010. ....   | 17 |
| FIGURA 4 – Músculo relaxado e contraído, fibras musculares recrutadas para execução da ação. Fonte Smartdraw 2010. ....   | 17 |
| FIGURA 5 – Diagrama em blocos básico de um estimulador elétrico adaptado de Webster (1985). ....  | 18 |
| FIGURA 6 – Circuito desenvolvido por Cheng <i>et al.</i> (2004). ....   | 21 |
| FIGURA 7 – Variação do nível médio com a variação do sinal PWM: (a) metade da energia entregue; (b) mais energia para a carga; (c) menos energia par a carga. ....                    | 23 |
| FIGURA 8 – Etapa de saída adaptado de Ilic <i>et al.</i> (1994). ....   | 25 |
| FIGURA 9 – Etapa de saída em corrente constante e conversor tensão-corrente Wu, Young, Kuo (2002). ....   | 25 |
| FIGURA 10 – Etapa de saída com transistores MOSFET IRF7509, de Jalilian <i>et al.</i> (2007). ....  | 26 |
| FIGURA 11 – Etapa de saída desenvolvida por Velloso e Souza (2007). ....  | 27 |
| FIGURA 12 – Etapa de saída utilizada por Xu <i>et al.</i> (2011). ....  | 27 |
| FIGURA 13. Etapa de saída utilizada por Alonso, Minor e Escamilla (2007). ....  | 28 |
| FIGURA 14 – Amplificador de Transcondutância desenvolvido por Schaning e Kaczmarek (2008). ....   | 30 |
| FIGURA 15 – Etapa de saída utilizada por Cheng <i>et al.</i> (2004). ....   | 31 |
| FIGURA 16 – Saída utilizando amplificador operacional de alta tensão: (a) configuração Howland simples de saída; (b) configuração em ponte Poletto e Doren (1999). ....               | 32 |
| FIGURA 17 – Conversor CC-CC múltiplo estágio Ilic, Vasiljevic e Popovic (1994). ....  | 33 |
| FIGURA 18 – Diagrama em blocos do estágio de alimentação proposto por Arabi e Sawan (1999). ....  | 34 |
| FIGURA 19 – Ciclo-Conversor CC-CC utilizando MAX686 utilizado por Jalilian et al.(2007). ....   | 34 |
| FIGURA 20 – Ciclo-Conversor CC-CC utilizando o circuito integrado MCP1651 proposto por Xu <i>et al.</i> (2011). ....  | 35 |
| FIGURA 21 – Diagrama da etapa de alimentação construída por Poletto e Doren (1999). ....  | 36 |
| FIGURA 22 – Modelo equivalente eletrônico da pele desenvolvido por Dorgan e Reilly (1999). ....   | 37 |
| FIGURA 23 – Pulsos: (a) monofásicos; (b) bifásicos simétricos; (c) bifásicos assimétricos; (d) bifásicos complexos. ....  | 38 |
| FIGURA 24 – Diagrama em blocos do circuito do EE. ....  | 39 |
| FIGURA 25 – Boco Controles externos. ....   | 40 |
| FIGURA 26 – Esquema elétrico da placa HEXKIT 877Plus. Cortesia de HEXBits Engenharia de Computação Ltda. ....   | 41 |
| FIGURA 27 – Esquema elétrico da placa de comunicação serial HEXKIT 232. Cortesia de HEXBits Engenharia de Computação Ltda. ....   | 42 |
| FIGURA 28 – Circuito condicionador de entrada analógica. ....   | 42 |

|   |    |
|---|----|
| FIGURA 29 – Ajuste manual externo de amplitude.....   | 42 |
| FIGURA 30 – Configuração elétrica do botão de Emergência.....   | 43 |
| FIGURA 31 – Diagrama elétrico parcial do bloco de acoplamento óptico<br>– sinais de controle.....                         | 44 |
| FIGURA 32 – Acopladores ópticos dos sinais do conversor D/A.....  | 45 |
| FIGURA 33 – Diagrama parcial do circuito de isolamento elétrico do sinal analógico de<br>entrada externa.....             | 45 |
| FIGURA 34 – Circuito do conversor DA.....   | 46 |
| FIGURA 35 – Circuito do amplificador.....   | 47 |
| FIGURA 36 – Circuito de controle de amplitude.....  | 48 |
| FIGURA 37 – Diagrama em blocos do ciclo-conversor CC-CC da terceira versão do projeto<br>do estimulador.....              | 49 |
| FIGURA 38. Etapa de chaveamento no diagrama elétrico parcial do ciclo-conversor.....                                      | 50 |
| FIGURA 39 – Etapa de realimentação no diagrama elétrico parcial do ciclo-conversor.....                                   | 51 |
| FIGURA 40 – Acesso as funcionalidade do controlador SG3525.....   | 51 |
| FIGURA 41 – a) Retificadores do ciclo-conversor CC-CC; b) reguladores de tensão.....                                      | 52 |
| FIGURA 42 – Esquema elétrico do ciclo-conversor CC-CC desenvolvido para a última<br>versão do projeto do estimulador..... | 53 |
| FIGURA 43 – Circuito parcial do bloco de habilitação de saída.....  | 54 |
| FIGURA 44 – Composição básica da ponte H utilizada.....   | 55 |
| FIGURA 45 – Circuito parcial com o IC2 que é responsável em realizar a habilitação dos<br>canais 1 e 2 do EE.....         | 56 |
| FIGURA 46 – Diagrama em blocos da ponte H: Canal 1 em GND HV e canal 2 em +HV. .  | 57 |
| FIGURA 47 – Diagrama em blocos da ponte H: Canal 1 em +HV e canal 2 em GND HV. .  | 57 |
| FIGURA 48 – Eletrodos dos canais 1 e 2 estarão conectados ao +HV.....   | 58 |
| FIGURA 49 – Eletrodos conectados o ponto GND HV.....  | 58 |
| FIGURA 50 – Eletrodos conectados o ponto GND HV - segundo método.....   | 59 |
| FIGURA 51 – Esquema elétrico parcial da ponte H desenvolvida.....   | 60 |
| FIGURA 52 – Tela da interface desenvolvida.....   | 61 |
| FIGURA 53 – Barra de Ferramentas - Arquivo.....   | 61 |
| FIGURA 54 – Opção Parâmetros da barra de ferramentas.....   | 62 |
| FIGURA 55 – Mensagens de confirmação: (a) do parâmetro de 12 V; (b) do parâmetro<br>de 15 V.....                          | 62 |
| FIGURA 56 – Tela de Captura das Entradas Analógicas.....  | 63 |
| FIGURA 57 – Tela de opções para escolha do canal desejado.....  | 63 |
| FIGURA 58 – Mensagem de confirmação do parâmetro de Ajuste de amplitude<br>pelo Painel.....                               | 63 |
| FIGURA 59 – Mensagem de confirmação do parâmetro de Ajuste de amplitude pela<br>entrada Externa.....                      | 64 |
| FIGURA 60 – Mensagem de confirmação do parâmetro de Ajuste de amplitude pelo<br>conversor DA.....                         | 64 |
| FIGURA 61 – Itens de seleção do tipo de saída do EE.....  | 64 |
| FIGURA 62 – Caixas de edição dos parâmetros de operação.....  | 65 |
| FIGURA 63 – Tela de visualização dos estímulos: novos limites de operação para a<br>amplitude de saída.....               | 66 |
| FIGURA 64 – Visualização dos valores de amplitude de cada pulso.....  | 66 |
| FIGURA 65 – Área de Conexão Serial.....   | 67 |
| FIGURA 66 – Parâmetros de configuração da porta de comunicação serial.....  | 67 |
| FIGURA 67 – Teclas de controle do EE.....   | 67 |
| FIGURA 68 – Tabela dinâmica de configuração dos estímulos.....  | 68 |

|   |     |
|---|-----|
| FIGURA 69 – Tela de verificação do protocolo de comunicação.....  | 68  |
| FIGURA 70 – Caixa de seleção das funções do protocolo de comunicação: (a) começo da lista; (b) continuação.....                       | 69  |
| FIGURA 71 – Exemplo de configuração de estímulo com visualização de período do <i>burst</i> .....                                     | 69  |
| FIGURA 72 – Exemplo de configuração de estímulo com visualização do <i>burst</i> .....  | 70  |
| FIGURA 73 – Tabela de visualização do protocolo: Duração do Pulso 0 (pulso 1).....  | 70  |
| FIGURA 74 – Tabela de visualização do protocolo: Duração do Pulso 1 (pulso 2).....  | 71  |
| FIGURA 75 – Tabela de visualização do protocolo: Duração do Pulso 2 (pulso 3).....  | 71  |
| FIGURA 76 – Tabela de visualização do protocolo: Ajuste de Amplitude do <i>burst</i> .....  | 71  |
| FIGURA 77 – Teste do ciclo-conversor com uma lâmpada de 220V/60 W .....   | 76  |
| FIGURA 78 – Ponte H montada para teste. ....  | 77  |
| FIGURA 79 – Primeiros testes com a ponte H em configuração bifásica.....  | 78  |
| FIGURA 80 – Primeiros testes com a ponte H em configuração monofásica com frequência de 1 kHz.....                                    | 78  |
| FIGURA 81 – Amplitude máxima com a ponte H em configuração monofásica com frequência de 1 KHz.....                                    | 79  |
| FIGURA 82 – Forma de onda de saída bifásica com amplitudes diferentes para cada pulso. ....   | 80  |
| FIGURA 83 – Saída da ponte H com os sinais de PWM combinados.....   | 81  |
| FIGURA 84 – Verificação da saída do estimulador com configuração bifásica.....  | 81  |
| FIGURA 85 – Teste de forma de onda: bifásica. ....  | 83  |
| FIGURA 86 – Teste de forma de onda: monofásica anódica.....   | 83  |
| FIGURA 87 – Teste de forma de onda: monofásica - catódica.....  | 83  |
| FIGURA 88 – Largura de pulso de saída - teste de resposta. ....   | 84  |
| FIGURA 89 – Efeito da capacitância parasita dos transistores de saída. ....   | 85  |
| FIGURA 90 – Saída bifásica com conversor DA alterando a saída no início do pulso ativo. ....  | 86  |
| FIGURA 91 – Forma de onda de saída bifásica com o conversor DA utilizando o sinal LDAC. ....  | 87  |
| FIGURA 92 – Forma de onda bifásica com dez pulsos.....  | 88  |
| FIGURA 93 – Testes de validação do EE: larguras e amplitudes diferentes.....  | 89  |
| FIGURA 94 – Testes de validação do EE: larguras iguais e amplitudes diferentes.....   | 89  |
| FIGURA 95 – Testes de validação do EE: Saída monofásica anódica.....  | 89  |
| FIGURA 96 – Testes de validação do EE: Saída monofásica catódica.....   | 90  |
| FIGURA 97 – Ensaio piloto do sistema <i>in vivo</i> . À esquerda com configuração monofásica – À direita, configuração bifásica. .... | 90  |
| FIGURA 98 – Protótipo desenvolvido. À esquerda, vista superior do equipamento EE – À direita, a vista traseira do equipamento EE..... | 90  |
| FIGURA 99 – Bobinador de Transformadores. ....  | 104 |
| FIGURA 100 – Núcleo do transformador sendo bobinado.....  | 104 |

## SUMÁRIO

|   |     |
|---|-----|
| 1 INTRODUÇÃO .....                                | 11  |
| 1.1 MOTIVAÇÃO .....                               | 11  |
| 1.2 OBJETIVOS .....                               | 14  |
| 1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....                | 14  |
| 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....                     | 15  |
| 2.1 ASPECTOS FISIOLÓGICOS .....                   | 15  |
| 2.2 ASPECTOS TECNOLÓGICOS .....                   | 18  |
| 2.2.1 Circuito de Entrada .....                   | 18  |
| 2.2.2 Geradores de Pulsos .....                   | 20  |
| 2.2.3 Modulador .....                             | 22  |
| 2.2.4 Etapa de Saída .....                        | 24  |
| 2.2.5 Fontes de Alimentação .....                 | 32  |
| 2.2.6 Eletrodos .....                             | 36  |
| 2.2.7 Formas de Onda .....                        | 37  |
| 3 MATERIAIS E MÉTODOS .....                       | 39  |
| 3.1 CONTROLES EXTERNOS .....                      | 40  |
| 3.2 ACOPLAMENTO ÓPTICO .....                      | 43  |
| 3.3 CONTROLE ANALÓGICO EXTERNO DE AMPLITUDE ..... | 45  |
| 3.4 CONVERSOR DA .....                            | 46  |
| 3.5 AMPLIFICADOR .....                            | 47  |
| 3.6 CONTROLE DE AMPLITUDE .....                   | 47  |
| 3.7 CONVERSOR CC-CC .....                         | 48  |
| 3.8 HABILITAÇÃO DE SAÍDA .....                    | 53  |
| 3.9 PONTE H E DRIVER PARA PONTE H .....           | 54  |
| 3.10 INTERFACE DE VISUALIZAÇÃO E CONTROLE .....   | 60  |
| 3.11 TESTES .....                                 | 71  |
| 3.11.1 Ciclo-conversor CC-CC .....                | 72  |
| 3.11.2 Ponte H .....                              | 72  |
| 3.11.3 Acoplamento óptico .....                   | 73  |
| 3.11.4 <i>Firmware</i> do microcontrolador .....  | 73  |
| 3.11.5 Integração dos módulos .....               | 74  |
| 3.11.6 Interface de visualização e controle ..... | 74  |
| 3.11.7 Validação do estimulador .....             | 74  |
| 4 RESULTADOS .....                                | 75  |
| 4.1 CICLO-CONVERSOR CC-CC .....                   | 75  |
| 4.2 PONTE H E CONTROLE DE AMPLITUDE .....         | 77  |
| 4.3 ACOPLAMENTO ÓPTICO .....                      | 80  |
| 4.4 <i>FIRMWARE</i> DO MICROCONTROLADOR .....     | 80  |
| 4.5 INTEGRAÇÃO DOS MÓDULOS .....                  | 82  |
| 5 DISCUSSÃO .....                                 | 92  |
| 5.1 TRABALHOS FUTUROS .....                       | 94  |
| 6 CONCLUSÃO .....                                 | 97  |
| REFERÊNCIAS .....                                 | 99  |
| APÊNDICES .....                                   | 104 |
| Apêndice A .....                                  | 104 |
| Apêndice B .....                                  | 105 |

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 MOTIVAÇÃO

Lesões ou doenças relacionadas ao sistema nervoso central (SNC) tendem a desenvolver inúmeras limitações à pessoa, reduzindo seus movimentos funcionais e forçando-a se adaptarem à nova realidade (NUNES e QUEVEDO, 2004), (LYNCH e POPOVIC, 2008). Nestes casos, tarefas realizadas anteriormente de modo rotineiro acabam por vezes não sendo mais possíveis de serem desenvolvidas (FARIAS e CARVALHO, 2006). Movimentos como levantar, sentar, andar, alimentar-se, realizar sua higiene pessoal, e, por vezes, até respirar acabam comprometidos (LUNDY-EKMAN, 2008).

Invariavelmente, uma pessoa acometida por lesão ou doença que venha a comprometer sua independência de movimentos e gere limitações em sua vida necessita de acompanhamento psicológico e fisioterápico especializado para sua reabilitação (KRUEGER-BECK, *et al.*, 2010).

Inúmeras aplicações terapêuticas e funcionais desde o século XVIII vêm sendo desenvolvidas usando a estimulação elétrica (SALGADO e INOUE, 1999). Sua aplicação em treinamento de atletas foi empregada a partir dos anos 70 para melhorar o condicionamento físico como complemento do treinamento (ROSAS e Silva, 2004).

A aplicação da estimulação elétrica como auxílio a pacientes que não possuem controle respiratório permite que por meio de um estimulador implantado no tórax estimule-se o nervo frênico descendo até o diafragma, realizando a inspiração. Ao retirar o estímulo, haverá o relaxamento do diafragma e, por conseguinte, a expiração (LUNDY-EKMAN, 2008), (CHANG, *et al.*, 2004), (TECHER, BERNARD, *et al.*, 2004).

O estimulador elétrico (EE) é um equipamento utilizado na área da reabilitação física para proporcionar benefícios fisiológicos como a redução da dor (ROSAS, SILVA e CATARINA, 2004). Assim como o fortalecimento muscular, a regeneração tecidual, também são benefícios da estimulação elétrica (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010). Grande parte dos EEs possui construtivamente circuitos eletrônicos de saída baseados em transformadores ou elementos semicondutores tais como transistores bipolares ou MOSFET (ILIC *et al.*, 1994). A utilização de amplificadores operacionais de alta tensão, embora existam limitações também são muito utilizados (POLETTTO e DOREN, 1999). As saídas baseadas em transformadores apresentam

desvantagens como, por exemplo, um maior espaço físico e um elevado consumo de energia elétrica; além das restrições quanto à resposta em frequência (banda passante estreita). Nesse tipo de saída, os eletrodos são isolados magneticamente das etapas de alimentação e controle, sendo relativamente mais acessíveis em termos de custo do que amplificadores operacionais de alta tensão (POLETTO e DOREN, 1999).

Os amplificadores de saída em alta tensão normalmente apresentam um custo mais elevado, em torno de US\$ 280,00<sup>1</sup> para o modelo PA85A, por exemplo, e sua aquisição é de difícil acesso no mercado brasileiro (POLETTO e DOREN, 1999). Entretanto, o desenvolvimento de etapas a transistores varia muito quanto ao tipo e disposição desses dispositivos (SCHANING e KACZMAREK, 2008). Em ambos os casos, a fonte de alimentação elétrica utilizada é fator determinante no projeto, uma vez que a isolação entre as etapas de saída e de controle tem seu desenvolvimento mais complexo (RASHID, 1999). Em certas aplicações, torna-se necessária a utilização de uma fonte de alta tensão (tipo *flyback*, por exemplo) (MELO, 1996).

Os estimuladores comumente desenvolvidos para aplicações funcionais possuem saída que opera em corrente ou tensão constante e gera pulsos monofásicos (KRUEGER-BECK, *et al.*, 2010). Mas isso pode provocar desequilíbrio iônico, conseqüentemente, queimaduras eletroquímicas, pois o fluxo ocorre em apenas um sentido (STARKEY, 2001). Uma forma de amenizar o efeito é gerar uma forma de onda conhecida como funcional, na qual realiza-se inversão de sentido de condução durante um certo período, fazendo com que exista a circulação dos íons no outro sentido, mesmo que de forma assimétrica (REILLY, 1992).

Em termos construtivos, um eletroestimulador monofásico pode ser desenvolvido de forma simplificada utilizando o mínimo de componentes eletrônicos (CHENG *et al.*, 2004). Por outro lado, a estimulação bifásica necessita de uma eletrônica mais apurada, tendo em vista que os pulsos deverão trocar de polaridade na saída dos eletrodos (SCHANING e KACZMAREK, 2008).

A amplitude máxima de saída de um EE monofásico é determinada pela tensão máxima de saída da etapa de alimentação ou, ainda, pela relação de transformação do transformador de saída adotado, o que invariavelmente aumenta o tamanho do dispositivo (ZHANG *et al.*, 2005). Em um EE bifásico, com a mesma amplitude máxima de alimentação fornecida ao

---

<sup>1</sup> Valor verificado em novembro de 2012.

monofásico consegue-se o dobro da amplitude em sua saída, o que permite a construção de uma etapa de alimentação menor para obter o mesmo efeito (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010).

A partir desta revisão, foi possível desenvolver uma nova proposta para EE com saída bifásica/monofásico utilizando um estágio de saída em ponte H transistorizada, operando a partir de uma tensão de alimentação fornecida por um ciclo-conversor CC-CC isolado eletricamente. O desenvolvimento deste trabalho apresenta um passo tecnológico importante para estudos de EE funcionais e de tipos de formas de onda estimulatória.

Assim, o seu desenvolvimento permite diversas funcionalidades como: a criação de estímulos com controle de amplitudes e de tempos individuais para cada pulso; controle de polaridade que possibilita inclusive o desenvolvimento de pulsos monofásicos simples e monofásicos funcionais; não necessita a alteração de cabos, conexão ou da estrutura eletrônica para obter pulsos monofásicos em sua saída.

Além da criação de estímulos personalizados, o projeto eletrônico foi concebido para ser flexível quanto ao tipo de dispositivo utilizado como controles externos, podendo variar de um simples microcontrolador de baixo custo até placas de aquisição e controle de dados para ambientes de instrumentação virtual. Para utilizar a placa apenas como saída de potência basta confeccionar um cabo de conexão para transferir as informações de pulsos digitais na forma digital com padrão TTL para gerar os pulsos e configurar o conversor DA para os valores de tensão analógicos controlando a amplitude de saída.

No caso do desenvolvimento de apenas uma nova interface de visualização e controle, basta que seja gravado em um microcontrolador o *firmware* básico de controle e de gerencia que sejam implementadas as funções do protocolo de comunicação proposto.

## 1.2 OBJETIVOS

O objetivo geral desta dissertação é desenvolver um estimulador neuromuscular bifásico com saída em ponte H isolada eletricamente.

Especificamente, delinearam-se os seguintes objetivos específicos:

1. desenvolver um ciclo-conversor CC-CC com realimentação isolada e capacidade de fornecer duas tensões de saída, sendo uma de até 300 V e outra de 24 V;
2. desenvolver uma ponte H utilizando transistores MOSFET canal N para operar em 300 V com controle de amplitude;
3. desenvolver um programa capaz de gerenciar o canal de estimulação criado;
4. desenvolver uma interface gráfica de controle e visualização;
5. validar o estimulador por meio de testes de bancada avaliando individualmente os módulos desenvolvidos e o sistema completo.

## 1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em seis capítulos. No Capítulo 2, apresenta-se a fundamentação teórica com a revisão da literatura sobre a fisiologia envolvida em estimulação elétrica e as técnicas construtivas de estimuladores elétricos sob os aspectos técnico-eletrônico envolvido em seus projetos. O Capítulo 3 descreve o desenvolvimento do estimulador neuromuscular bifásico com saída em ponte H isolada eletricamente, juntamente com o ambiente de controle de alto nível e os procedimentos experimentais. No Capítulo 4, mostram-se os resultados obtidos a partir dos procedimentos experimentais realizados. No Capítulo 5, discutem-se os resultados sob os aspectos levantados na literatura consultada. Por fim, no Capítulo 6, sintetizam-se as conclusões resultantes da pesquisa realizada e apresentam-se sugestões para futuros trabalhos.



## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo de fundamentação, apresenta-se o estado da arte em sistemas de estimulação elétrica neuromuscular. A revisão abrange um panorama sobre os aspectos fisiológicos envolvidos em estimulação elétrica, para em seguida, focar os aspectos tecnológicos presentes nos circuitos e técnicas empregados no desenvolvimento de estimuladores elétricos com saídas monofásicas e bifásicas. Para uma descrição mais detalhada, foram utilizados diagramas em blocos e diagramas de circuitos eletrônicos dos projetos estudados, norteado por um diagrama genérico de estimulador como referência. Para tal revisão, foram utilizados artigos, livros e dissertações publicados entre os anos de 1965 e 2011.

### 2.1 ASPECTOS FISIOLÓGICOS

De acordo com Okuno, Caldas e Chow (1986), os potenciais de ação são transmitidos apenas em um único sentido. Assim, uma célula nervosa ou neurônio pode participar da transmissão enviando um sinal elétrico para o cérebro ou ainda para uma parte dele. A ligação entre uma célula e a próxima é conhecida como sinapse, e que através delas são conduzidos os potenciais de ação. O tamanho das células pode variar, mas seu formato é basicamente o mesmo, sendo representado nas Figuras 1 e 2, onde: (1) os dendritos são responsáveis em receber os potenciais de ação; (2) o corpo do neurônio atua na síntese de proteínas; (3) o nucléolo controla as reações químicas dentro do citoplasma para divisão celular; (4) o axônio é responsável por propagar o potencial de ação até o próximo neurônio; (5) a célula de Schwann determina a formação da bainha de mielina que se enrola no axônio, funcionando como um isolante térmico para auxiliar transferência elétrica de um neurônio para outro durante propagação do potencial de ação; e (6) os terminais axônicos de um neurônio são utilizados para se conectar aos dendritos de outro neurônio (REILLY, 1992). **A Erro! Fonte de referência não encontrada.** apresenta um esboço da construção do neurônio sensor e a Figura 2 do neurônio motor (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

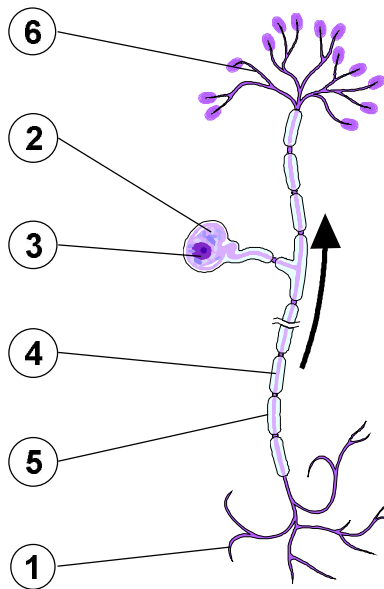


Figura 1. Neurônio sensor. Na ilustração: (1) terminais axônicos, (2) corpo do neurônio; (3) nucléolo; (4) axônio; (5) Célula de Schwann; (6) dendritos. Fonte: Smartdraw 2010.

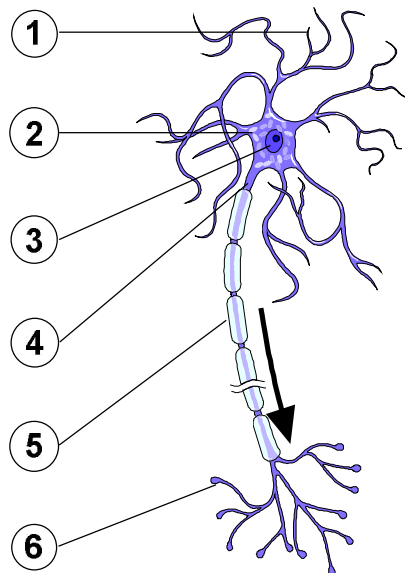


Figura 2. Neurônio Motor. Na ilustração: (1) dendritos, (2) corpo do neurônio; (3) nucléolo; (4) axônio; (5) Célula de Schwann; (6) terminais axônicos. Fonte: Smartdraw 2010.

A Figura 3, representa o efeito do arco reflexo pelo qual a estimulação de nervos e músculos acontece naturalmente; os estímulos, externos ou internos, excitam os receptores que transformam a movimentação química em elétrica. Esta por sua vez é transmitida

através do neurônio sensor até a medula espinal que, por sua vez, ativa o neurônio motor e, por conseguinte, os músculos esqueléticos, que se contraem (SMITH, WEISS e LEHMKUHL, 1997), (REILLY, 1992).

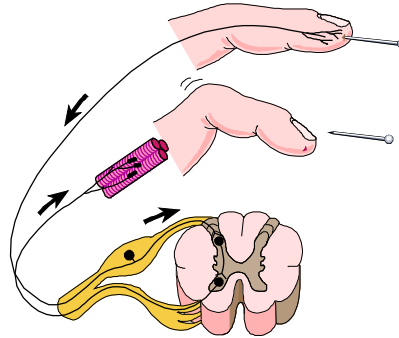


Figura 3. Arco Reflexo – reação natural a um estímulo. Fonte: Smartdraw 2010.

No caso de um movimento intencional, como pode ser visualizado na Figura 4, grupos de músculos esqueléticos são recrutados para efetuar a flexão ou extensão do membro (LOW, 2001). Este processo ocorre por meio de um impulso elétrico que percorre o SNC, chegando à medula espinal sendo direcionado aos nervos esqueléticos chegando até as fibras musculares, ossos e tendões, que atuam como alavancas, roldanas e polias (OKUNO, CALDAS e CHOW, 1986), (WILLIAN, 1999).

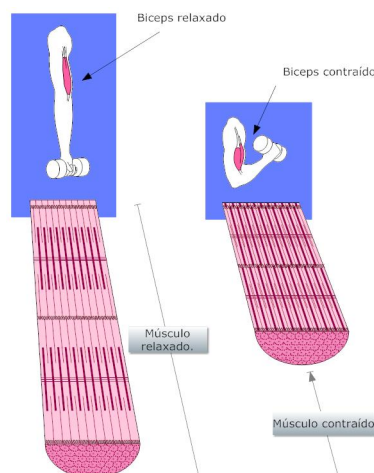


Figura 4. Músculo relaxado e contraído, fibras musculares recrutadas para execução da ação. Fonte Smartdraw 2010.

O tecido nervoso e o muscular são excitáveis, o que significa que suas membranas podem ser despolarizadas e propagar a despolarização ao longo de toda a membrana. Assim, é possível provocar uma contração muscular por meio de um estímulo elétrico, mecânico,

químico ou térmico, sendo que naturalmente este processo ocorre quimicamente, segundo Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997).

Segundo Reilly (1992), a estimulação elétrica vem ampliando suas áreas de aplicação como: restauração da função muscular após lesão do nervo; preservação do tônus muscular após uma lesão do nervo; tratamento de escoliose; estimulação do diafragma para auxílio no processo respiratório; controle urinário; correção da posição do pé para auxílio à caminhada; substituição sensorial para cegos; controle de dor crônica; implantes cocleares para surdos; diagnóstico da função do nervo periférico; diagnóstico funcional do músculo; diagnóstico funcional e mapeamento do córtex cerebral; estimulação do córtex visual; controle de convulsão por eletroterapia; marca passos; desfibriladores; cicatrização óssea.

## 2.2 ASPECTOS TECNOLÓGICOS

O diagrama em blocos da Figura 5 **Erro! Fonte de referência não encontrada.**, proposto por Webster (1985), ilustra um estimulador elétrico neuromuscular genérico, que pode ser implementado de diversas formas; contudo, deve utilizar pelo menos os elementos básicos apresentados nessa figura, podendo ser construído utilizando componentes discretos ou sistemas programáveis embarcados (BENZABA, A, *et al.*, 2008).

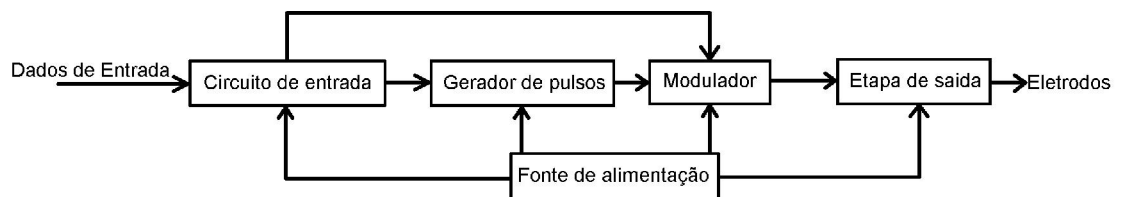


Figura 5. Diagrama em blocos básico de um estimulador elétrico adaptado de Webster (1985).

### 2.2.1 Circuito de Entrada

Para receber as informações dos dados de entrada sob a forma de parâmetros de operação, o estimulador necessita de um conjunto de circuitos ou interfaces de entrada, responsáveis em direcionar as informações para os blocos do gerador de pulsos e do modulador (WEBSTER, 1985).

Este bloco pode estar conjugado com a unidade de controle e receber suas informações de uma interface externa, podendo esta ser um microcomputador, teclado matricial, elementos analógicos de ajustes (potenciômetros), telas sensíveis, botões ou até mesmo dispositivos sem fio.

Wu, Young, Kuo (2002) desenvolveram uma interface gráfica para computador que permite alterar os dados e padrões estimulatórios enviados ao EE desenvolvido por eles. Em seguida, pode-se transmitir o comando de iniciar passando a receber as informações de seu funcionamento a cada 10 ms.

Outra técnica bastante empregada é a construção de uma Interface Homem Máquina (IHM) baseada em *display* de cristal líquido (LCD) e teclado como apresentada por Alonso, Millor e Escamila (2007), onde o microcontrolador gerencia o funcionamento total do estimulador, sendo utilizada também por Teixeira e Nohama (1998) em seu EE.

Bussador, Casella e Nohama (1998) desenvolveram uma placa baseada em um microcontrolador 8031 com conversores DA, que era conectado ao barramento de um microcomputador, sendo o gerenciamento e as configurações realizadas por meio de um *software* desenvolvido em Visual C/C++ para operar com um sistema operacional Windows<sup>TM</sup> 95.

EE portáteis desenvolvidos para o auxílio de marcha, geralmente são mais simples e não necessitam de circuitos e interfaces de entrada mais elaborados. Por meio do sinal de um sensor ou *microswitch*, Cheng *e t al.* (2004) desenvolveram seu estimulador que permite ajustar os parâmetros de controle da frequência de estimulação e o ajuste da frequência dos pulsos através de potenciômetros.

Já O’Keeffe e Lyons (2002) apresentaram uma proposta de estimulador portátil para aplicações de “pé caído” empregando uma interface desenvolvida em Visual Basic<sup>TM</sup> (Microsoft Corp. Redmond, WA, USA) que permite o ajuste dos parâmetros dos pulsos e de operação do EE, possibilitando a personalização da estimulação para cada paciente.

EE implantáveis possuem circuitos de entrada diferentes para cada aplicação; contudo, na maioria dos casos, as informações são transmitidas e recebidas através de ondas eletromagnéticas, sem fio. Em seu projeto de estimulador implantável, Jalilian *et al.* (2007) empregaram a técnica de telemetria via rádio, utilizando um módulo *transceiver* CC1000 da Chipcon para transferir as informações de configuração do controlador, por meio de um

aplicativo instalado em um microcomputador. Já Takahashi *et al.* (1995) utilizaram a técnica de acoplamento magnético para transferir as informações de configuração de seu estimulador implantável.

Em seu sistema de FES portátil, Ilic, Vasiljevic e Popovic (1994) utilizaram como circuitos de interface e de entrada: botões em seu painel e comunicação RS232 isolada eletricamente para conexão com um microcomputador. Por meio dos botões, foi possível selecionar os programas de estimulação criados anteriormente, para operar de forma autônoma, e a comunicação serial é utilizada para criar os padrões de estimulação.

No desenvolvimento de seu equipamento, Poletto e Doren (1999) optaram em utilizar um microcomputador como o módulo de controles externos, descrito na Figura 5. Os circuitos de entrada de seu projeto são isolados eletricamente por meio de acopladores ópticos, fornecendo entradas de controle de amplitude na ordem de 0 a 10 V e de geração de estímulos no padrão de 0 e 5 V (TTL – lógica de transistor a transistor).

Outra forma de interface possível é com a utilização da instrumentação virtual. Esta permite que sejam criados dispositivos de controle e monitoração de forma simplificada, além da construção de circuitos de entrada e interfaces visuais de forma rápida. A aplicação apresentada por Velloso e Souza (2007), foi baseada em uma plataforma de aquisição e controle utilizando a ferramenta LabVIEW e um módulo de aquisição USB 6501 da National Instruments.

A implementação de interfaces de entrada mais intuitivas para o operador permite que os parâmetros de configuração e operação sejam simplificados. Laguna *et al.* (2011), também empregaram uma placa de controle e captura USB da *National Instruments*. Utilizaram o modelo NI\_USB6008 em conjunto com uma interface gráfica desenvolvida no ambiente LabVIEW.

### **2.2.2 Geradores de Pulsos**

Os geradores de pulsos determinam as características essenciais do pulso estimulatório, tais como: frequência, forma da onda e duração do estímulo. Wu, Young, Kuo (2002) utilizaram um processador digital de sinais (DSP) TMS320C32 da *Texas Instruments*,

como elemento de controle responsável em gerar as formas de onda arbitrárias e gerenciar seu estimulador por ser um poderoso controlador.

A solução proposta por Johnsen e Wilson (2011) é baseada na plataforma livre ARDUINO UNO, que utiliza um microcontrolador do fabricante ATMEL<sup>®</sup>. Este microcontrolador controla um potenciômetro digital por meio de uma interface serial síncrona (SPI). Desta forma, é possível gerar os pulsos alterando-se a resistência desse potenciômetro conectado ao elo de realimentação do amplificador operacional. Este amplificador está configurado como amplificador inversor e permite o controle do ganho de forma programável como um conversor D/A.

A forma de geração de pulsos empregada por Cheng *et al.* (2004), mostrado na Figura 6, não utiliza um microprocessador ou microcontrolador e sim componentes discretos, utilizando dois circuitos integrados LM555 (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2005). O circuito integrado IC1 está configurado como monoestável e o IC2 como astável, que operam em conjunto com amplificadores operacionais para excitar a etapa de saída (CAGGIANO, 1965).

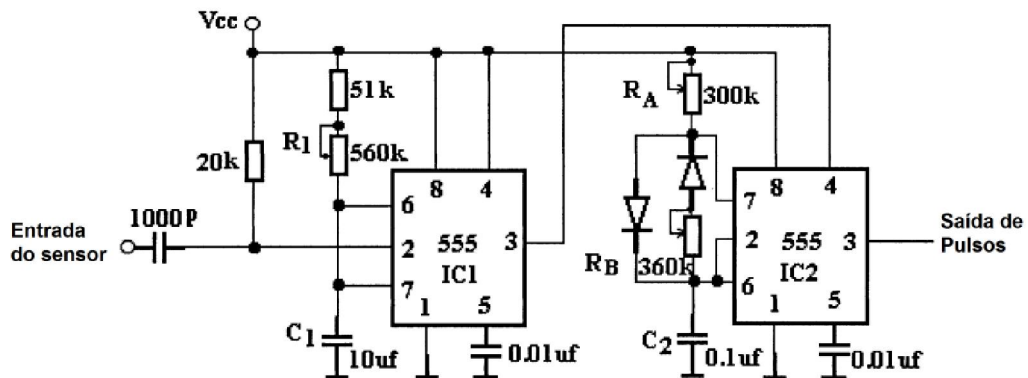


Figura 6. Circuito desenvolvido por Cheng *et al.* (2004).

A opção escolhida por O’Keeffe e Lyons (2002) foi colocar em um microcontrolador 68HC11F1<sup>™</sup>, da Motorola, o módulo de geração de pulsos. Por meio de algoritmos de controle, os parâmetros de estimulação são gerados e adaptados através das informações recebidas pelo sensor de marcha, permitindo ainda adaptar-se à velocidade de caminhada do paciente.

O emprego de circuitos integrados projetados especificamente para aplicações com grande capacidade de integração ocupando um pequeno espaço (VLSI) vem crescendo aceleradamente. Arabi e Swan (1999) utilizaram em seu projeto um dispositivo VLSI dedicado ao seu estimulador criando neste um bloco de gerador digital de pulsos, que foi replicado para se obter quatro canais.

Outra forma de empregada para geração de pulsos é construir este bloco utilizando um microcontrolador mais simples e de baixo custo. Laguna *et al.* (2011) utilizaram um microcontrolador PIC16F84 exclusivamente como gerador de pulsos, sendo comandado através de uma interface de instrumentação virtual.

Já a solução encontrada por Velloso e Souza (2007) para desenvolverem seu bloco de geração de pulsos foi utilizando uma ferramenta de instrumentação virtual conectada a uma placa de aquisição e controle, que permitiu a geração de pulsos com durações de 50 a 100  $\mu$ s e frequências de 20 a 200 Hz.

### 2.2.3 Modulador

As alterações das características das formas de onda são obtidas pelo bloco modulador, através das informações dos circuitos de entrada. A modulação é realizada utilizando dois sinais com o objetivo de gerar um terceiro, que será a composição matemática dos anteriores. Uma onda portadora será responsável por transportar, de forma mais eficiente, a informação (TOOLEY, 2008). Em estimulação elétrica, a modulação facilita o acesso as unidades neuromotoras mais ou menos profundas, dependendo da frequência e duração dos pulsos.

Em aplicações com estimulação elétrica, os principais tipos de modulação utilizados são a modulação por amplitude de pulso (PAM) e a modulação por largura de pulso (PWM) (RASHID, 1999). A PWM permite que a energia entregue a carga possa ser controlada. Ela consiste em manter o período do sinal constante, mudando apenas a largura do pulso, ou seja, o tempo que o sinal fica em nível lógico 1. A Figura 7 apresenta um esboço da variação do nível médio da tensão em uma carga, conforme a variação do sinal de PWM a ela submetido. Considerando que o sinal esteja com 50% do período em nível lógico 1 e 50% em nível lógico 0, a carga estará recebendo metade da energia, como pode ser visualizado na Figura 7 (a).



Se o sinal de PWM estiver com a maior parte do período em nível lógico 1, será entregue mais energia à carga, como demonstrado na Figura 7 (b). Considerando agora que a maior parte do período esteja em nível lógico 0, menos energia será entregue à carga, como pode ser visualizado na Figura 7(c) (OLIVEIRA e ANDRADE, 2006).

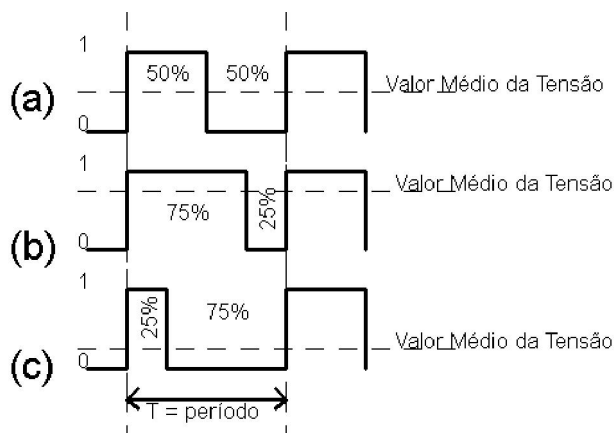


Figura 7. Variação do nível médio com a variação do sinal PWM: (a) metade da energia entregue; (b) mais energia para a carga; (c) menos energia para a carga.

Em relação às características básicas dos formatos da onda utilizada em estimulação elétrica, podem ser retangulares ou exponenciais, com largura dos pulsos variando de 0,3 a 1 ms e frequência de *burst* de 20, 50 e 100 Hz (WEBSTER, 1985). Os níveis de dor são relacionados à transferência de carga do estimulador para o usuário, onde durações de pulso entre valores de 100 a 300  $\mu$ s apresentam pouca dissipação de calor nas áreas de aplicação, denotando níveis mais baixos de dor (WEBSTER, 1985). Valores menores que 10  $\mu$ s proporcionam redução dos riscos de danos intramusculares e, entre 64 a 1230  $\mu$ s, percebe-se uma menor irritação da pele. A frequência mínima de contração do músculo é de 10 Hz; porém, apresenta tremor aparente. Aplicando-se estímulos com 30 Hz de frequência, o tremor torna-se imperceptível. A relaxação do músculo ocorre de 300 a 700 Hz. Uma frequência de 2 kHz, modulada em 50 Hz e com duração de 10 ms, produz menor irritação da pele, de acordo com (WEBSTER, 1985). Para a contração do músculo, pode ser empregada uma frequência portadora de 20 a 400 Hz (pulsos), e os valores considerados ótimos para produção de força máxima vão de 2,5 a 5 kHz, com trens de pulsos de 150 a 500 Hz e largura do pulso de 10 a 30% do ciclo de trabalho. Porém, os estudos indicam que os níveis de dor são consideravelmente altos. Para minimizar a percepção dolorosa, descobriu-se que as frequências entre 9 e 10 kHz são mais adequadas, apesar de não proporcionarem a mesma força muscular (WEBSTER, 1985), (PIRES, 2008).

Um dos padrões de onda muito utilizado é a chamada corrente Russa, na qual a frequência é de 2,5 kHz, com trens de pulsos de 50 Hz: duração de 10 ms por trem e em intervalos de 10 ms. Conforme a variação da sua frequência aumenta-se o efeito em profundidade: quanto maior a frequência menor a impedância dos tecidos, permitindo uma maior penetração; já o emprego de média frequência permite a máxima despolarização do nervo motor (TRIBIOLI, 2003).

#### 2.2.4 Etapa de Saída

O bloco responsável em aplicar o sinal da forma de onda aos eletrodos é a etapa de saída e pode ser construída utilizando diferentes topologias.

O estágio de saída projetado por Ilic, Vasiljevic e POPOVIC (1994) consiste em um circuito baseado em transistores bipolares, com capacidade de fornecer para a carga biológica um sinal bifásico com amplitude regulada e corrente constante. Esta etapa de saída é isolada por meio de dois acopladores ópticos ( $OC_p$  e  $OC_n$ ) que controlam a corrente de polarização de base dos transistores  $Q_p$  para a amplitude positiva e  $Q_n$  para a amplitude negativa. A configuração utilizada é a de amplificadores *pushpull*. O controle de amplitude é realizado pelo potenciômetro P e protegido pelo diodo zener que também limita a tensão máxima de saída. A Figura 8 apresenta o diagrama elétrico do estágio de saída projetado.

A etapa de saída proposta por Wu, Young, Kuo (2002), ilustrada na Figura 9, permite a geração de formas de ondas arbitrárias para construção de um estimulador elétrico funcional multicanal. O circuito proposto foi projetado para operar como fonte de corrente constante, provendo controle linear de tensão e corrente para a saída que apresenta uma tensão de saída bastante elevada, e opera com dois circuitos simétricos alimentados por uma fonte de alta tensão também simétrica. Este circuito emprega a técnica de espelho de corrente de Wilson para conferir a este circuito uma elevada resistência de saída. A corrente de saída direcionada para a carga é idêntica à corrente que circula pelo resistor  $R_1$  e, assim sendo, o seu ajuste passa a ser bem simplificado.

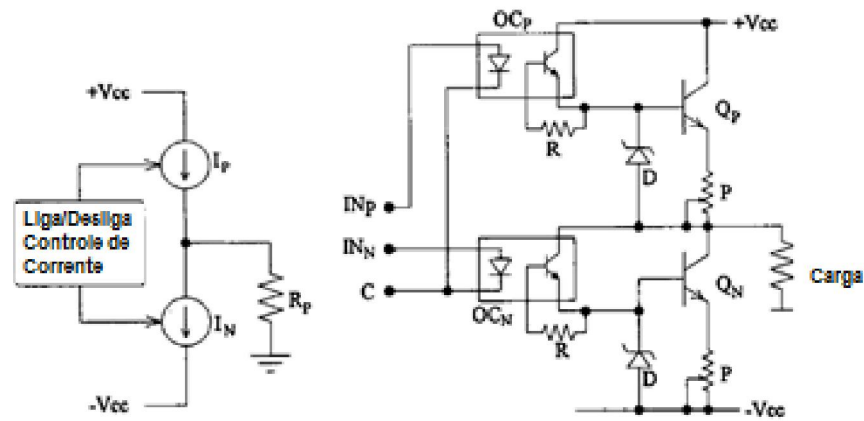


Figura 8. Etapa de saída adaptado de Ilic *et al.* (1994).

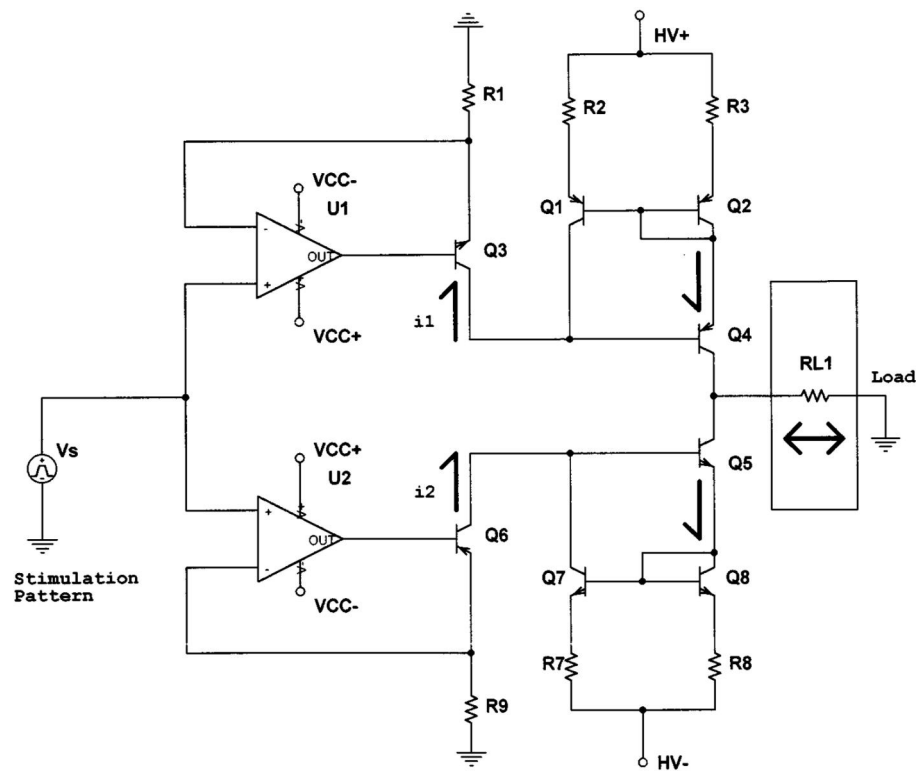


Figura 9. Etapa de saída em corrente constante e conversor tensão-corrente Wu, Young, Kuo (2002).

A proposta de Jalilian *et al.* (2007) corresponde a um EE funcional implantável para controle da motilidade gastrointestinal. A etapa de potência que permite a geração de formas de onda ou sinais de saída bifásicos de baixa amplitude, de 8 a 20 V de pico a pico, empregando dois módulos de transistores MOSFET IRF7509 que possuem dois transistores em par complementar (canal P e N) em um mesmo invólucro. Através dos sinais A e B, o

microcontrolador pode comutar a saída (+) para o sinal  $V_{DC-DC}$  ou para o GND. O controle da saída (-) ocorre por meio do acionamento dos sinais C e D, e a operação é idêntica. Esta etapa de saída desenhada por Jalilian *et al.* (2007) opera como ponte H, onde os eletrodos conectados nas saídas (+) e (-) tem sua polaridade alternada conforme a combinação dos sinais de controle (A, B, C e D). A Figura 10 apresenta essa etapa do circuito eletrônico desenvolvido.

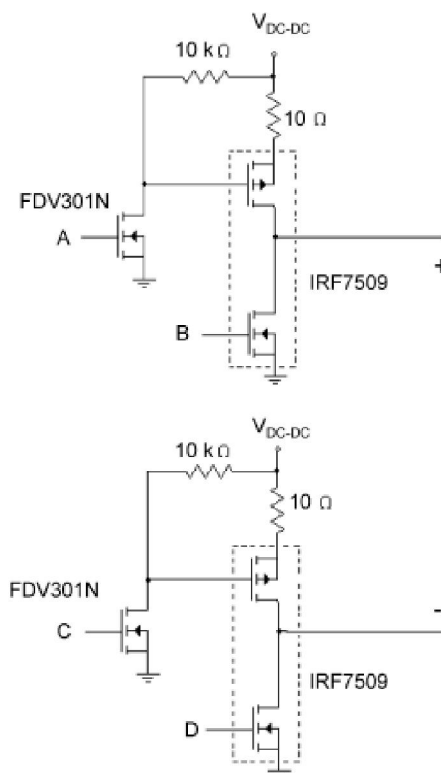


Figura 10. Etapa de saída com transistores MOSFET IRF7509, de Jalilian *et al.* (2007).

O circuito desenvolvido por Velloso e Souza (2007) consiste em um amplificador de transcondutância com realimentação, ou em malha fechada. O amplificador operacional U1 funciona como um amplificador de erro, pois realiza a amplificação da diferença entre o sinal de referência  $V_{in}$  com o sinal de realimentação amplificado pelo amplificador U<sub>3</sub>. Segundo Velloso e Souza, o emprego do amplificador U<sub>2</sub> foi necessário para garantir o ganho e a banda passante. Para excitar o transformador de saída foram utilizados dois transistores em configuração darlington, formando um seguidor de tensão, garantindo a corrente necessária para excitação do transformador. A Figura 11 apresenta o circuito desenvolvido.

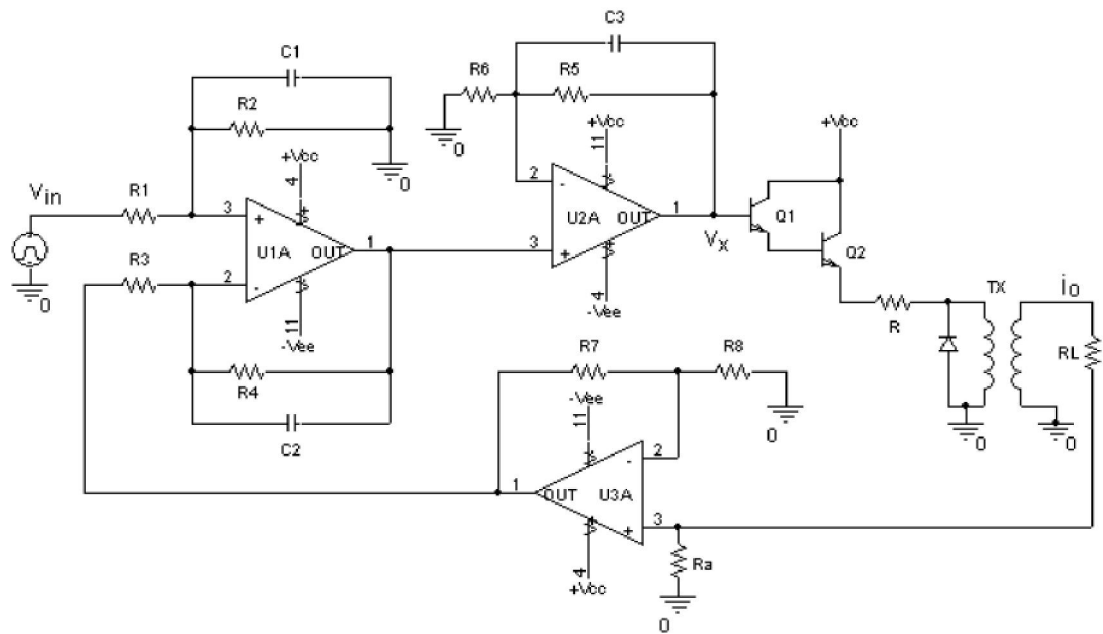


Figura 11. Etapa de saída desenvolvida por Velloso e Souza (2007).

Estimuladores com saídas utilizando amplificadores operacionais de alta tensão constituem uma opção bastante utilizada quando se opera com tensões abaixo de 100 V. No estágio de saída, Xu *et al.* (2011) empregaram um amplificador operacional de alta tensão capaz de fornecer sinais bifásicos. O conversor DA controlado pelo microcontrolador entrega a um bloco multiplexador um sinal composto que, por sua vez, separa-os em dois sinais analógicos  $v_1$  e  $v_2$ , onde o sinal  $v_1$  será invertido  $180^\circ$  e somado com o sinal  $v_2$  antes de ser entregue ao amplificador de saída. O diagrama elétrico da solução escolhida por Xu *et al.* é apresentado na Figura 12.

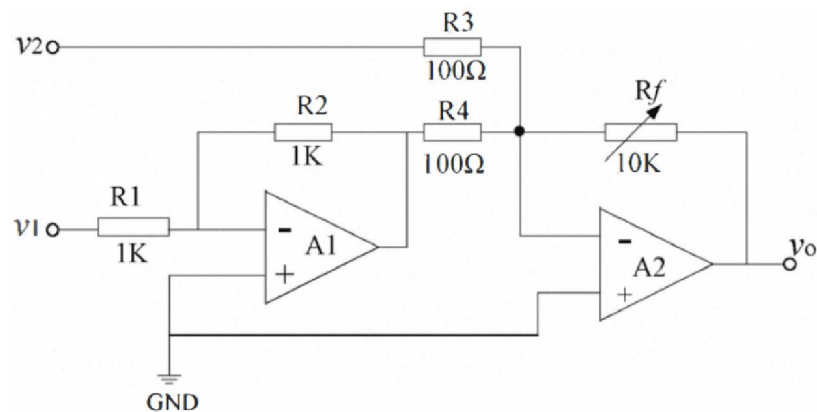


Figura 12. Etapa de saída utilizada por Xu *et al.* (2011).

A solução proposta por Alonso, Minor e Escamilla (2007) apresentada na Figura 13, é baseada em uma ponte H (mista) com transistores MOSFETs e bipolares. O controle de disparo do pulso é realizado nos pontos A e B com níveis lógicos de 0 e 5V, acionando os transistores MOSFETs responsáveis em conduzir o positivo da fonte de alta tensão para a carga. O controle de amplitude é, então, realizado pelos transistores bipolares através dos pontos C e D. Os amplificadores operacionais recebem um sinal de realimentação da corrente de saída para estabilizar a condução do transistor bipolar que fora acionado.

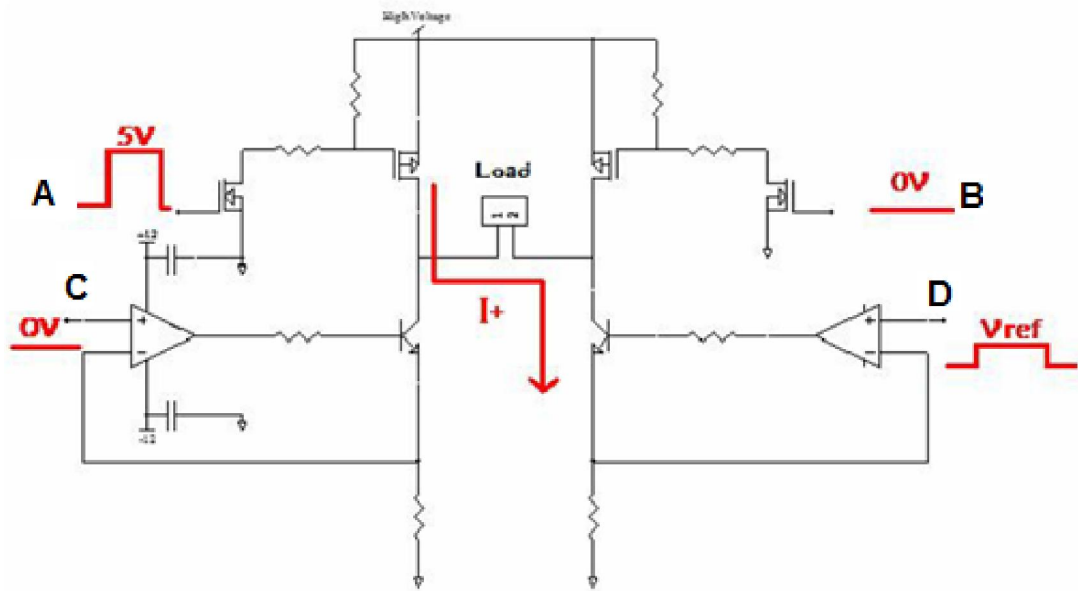


Figura 13. Etapa de saída utilizada por Alonso, Minor e Escamilla (2007).

O estimulador eletrotáctil desenvolvido por Schaning e Kaczmarek (2008) apresenta uma etapa de saída capaz de comutar tensões de  $\pm 600$  V por meio de um amplificador de transcondutância discreto de alto desempenho. Este circuito foi projetado a partir de um circuito anterior com pares de transistores bipolares darlington com a finalidade de aumentar a faixa de tensão de operação, que antes era de  $\pm 120$  V. Como os transistores utilizados apresentam uma tensão  $V_{CE}$  da ordem de 400 V, foi desenvolvida uma rede de transistores dispostos de maneira que a tensão seja distribuída igualmente entre eles, garantindo, assim, a tensão máxima de saída do amplificador. Quatro sinais de realimentação foram utilizados, dois deles essenciais (corrente e tensão) para estabilização do próprio circuito amplificador de saída e outros dois para correção das capacitâncias parasitas e a condutância dos cabos. O sinal de realimentação de corrente é acoplado de modo capacitivo e foi obtido utilizando um espelho de corrente de Wilson que apresenta algumas vantagens em relação a outras técnicas,

tais como: melhor adequação de entrada e saída da corrente; independência da variação do ganho  $\beta$  dos transistores; pode ser construído utilizando transistores de alta tensão e baixo  $\beta$ . Já o sinal de realimentação de tensão é obtido por meio de uma rede resistiva formada pelos resistores  $R_{dca}$ ,  $R_{deb}$  e  $R_{dcc}$  conectada a saída do amplificador. A Figura 14 apresenta o amplificador de transcondutância desenvolvido.

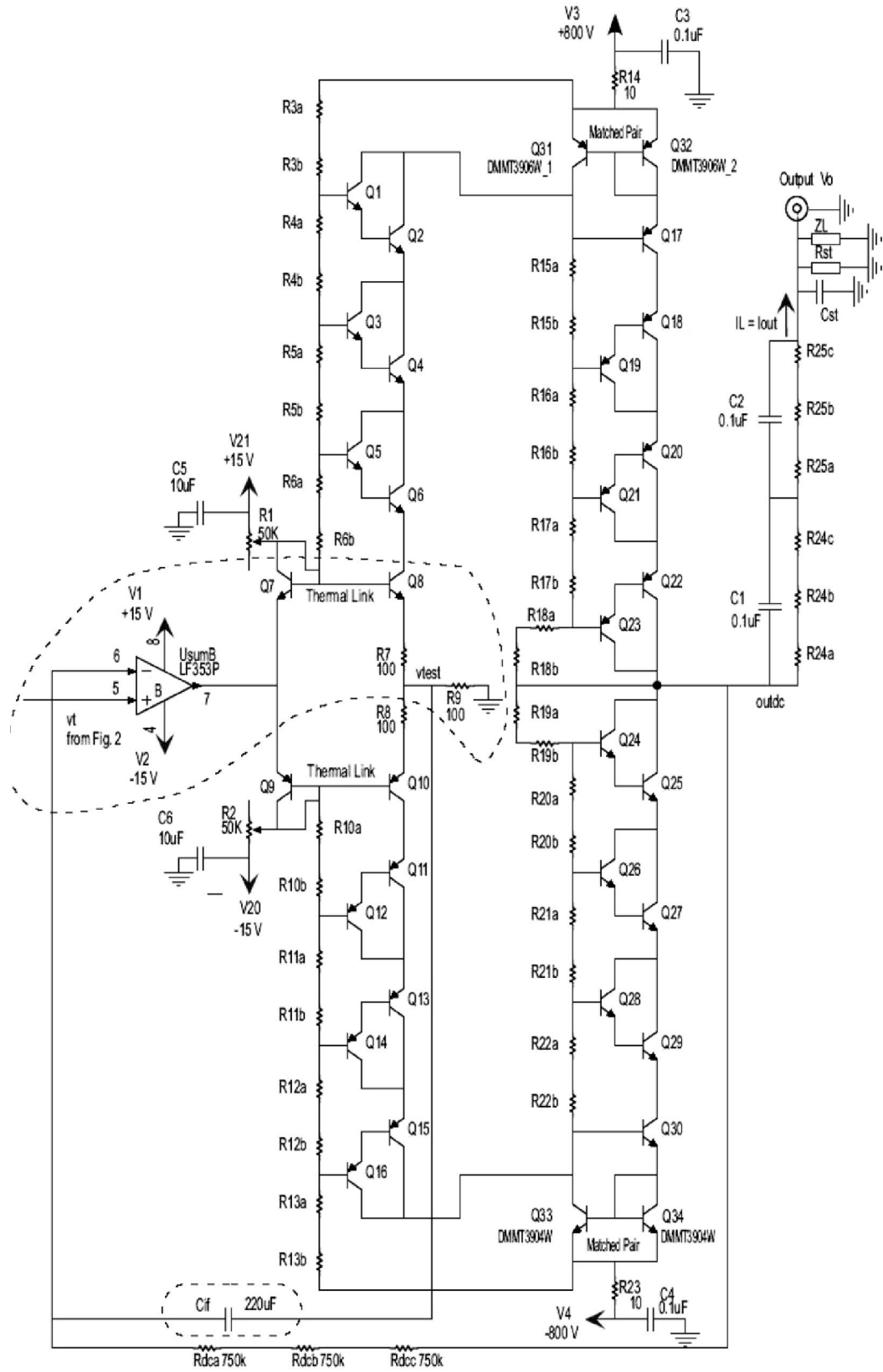


Figura 14. Amplificador de Transcondutância desenvolvido por Schaning e Kaczmarek (2008).



O emprego de transformadores para elevação da tensão são muito empregadas no desenvolvimento de eletroestimuladores, pois são relativamente simples de serem implementadas e apresentam isolamento entre a saída e o controle. O circuito apresentado por Cheng *et al.* (2004) é baseado em um circuito com realimentação de corrente de saída, medida através do resistor de *shunt* de 20  $\Omega$ , utilizando um transformador como etapa de saída, ilustrado na Figura 15. Os pulsos da forma de onda são entregues ao amplificador operacional OP<sub>1</sub>, configurado como diferenciador de ganho unitário, junto com o sinal de realimentação da corrente da saída proveniente dos amplificadores OP<sub>3</sub> e OP<sub>4</sub>, realizando a função de amplificador de erro. A amplitude é ajustada por meio do potenciômetro R<sub>2</sub> que controla o ganho do amplificador operacional OP<sub>2</sub> que, por sua vez, será responsável pela excitação do transistor de saída que comutará o transformador, operando como elevador de tensão.

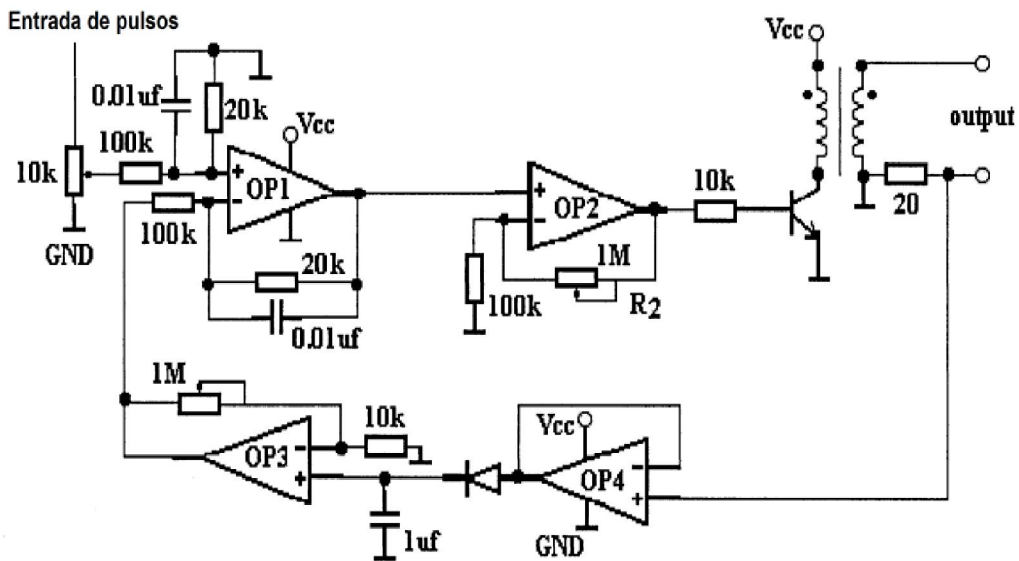


Figura 15. Etapa de saída utilizada por Cheng *et al.* (2004).

Outra alternativa envolve o emprego de amplificadores operacionais de alta tensão, o que simplifica bastante a construção eletrônica do eletroestimulador. Esta foi a solução dada por Poletto e Doren (1999) para o desenvolvimento do seu estimulador. A Figura 16a apresenta o circuito simples de fonte de corrente de Howland. Porém, a tensão máxima de saída limita-se à máxima tensão de alimentação do amplificador operacional de alta tensão PA85A que é de  $\pm 225$  V. Outra dificuldade encontrada por Poletto e Doren, residiu no fato que sua aplicação necessitava de pelo menos 800 V na saída e o PA085A, necessitaria funcionar com pelo menos duas vezes o valor máximo permitido pelo fabricante, que é 450 V. A alternativa encontrada foi, então, construir um circuito em ponte para operar como uma

fonte de corrente de Howland melhorada, do tipo mestre-escravo. Esta solução é apresentada na Figura 16b, com tensões de saída de cada operacional desbalanceadas, ou seja, o amplificador  $U_1$  recebe uma alimentação simétrica de  $-15\text{ V}$  e  $+430\text{ V}$  e o amplificador  $U_2$  opera em  $+15\text{ V}$  e  $-430\text{ V}$ .

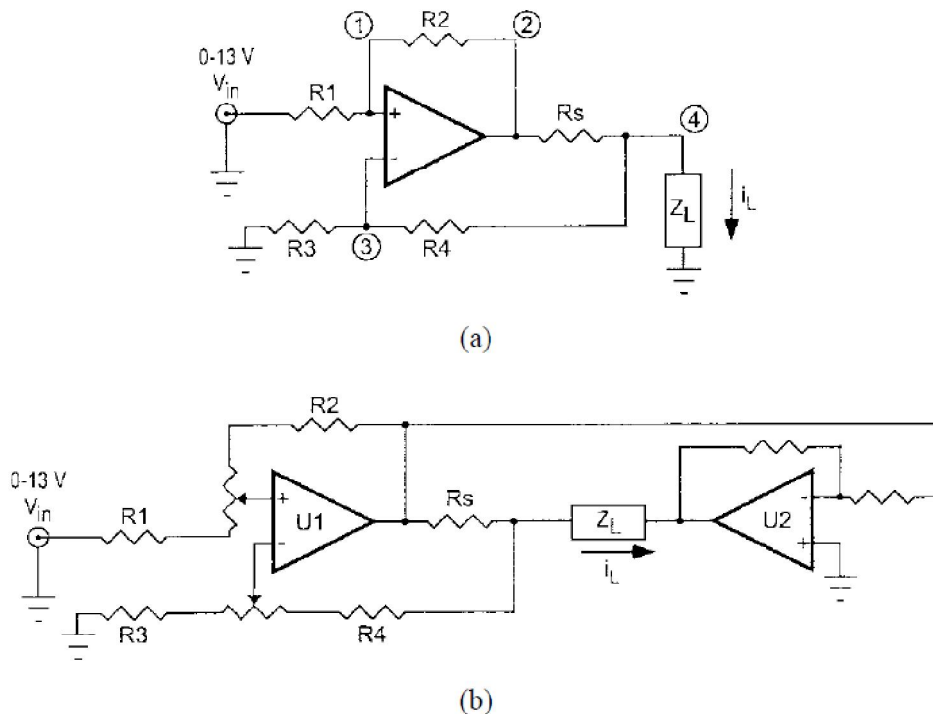


Figura 16. Saída utilizando amplificador operacional de alta tensão: (a) configuração Howland simples de saída; (b) configuração em ponte Poletto e Doren (1999).

## 2.2.5 Fontes de Alimentação

O desenvolvimento de um EE depende também da alimentação do sistema, que pode operar via baterias ou rede elétrica. No caso da energia ser proveniente de uma bateria, o tempo de duração da carga é o principal problema (PALMA, 1994). Considerando a alimentação pela rede elétrica, o risco de um surto de tensão passar para o paciente torna-se preocupante.

Segundo Barbi (2000) existe um grande número de conversores CC-CC não isolado. Contudo, fontes de alimentação chaveadas ou ainda ciclo-conversores CC-CA e CC-CC podem ser encontrados em seis configurações mais populares: *Buck*, *Boost*, *Buck-Boost*, *Cúk*, *Sepic* e *Zeta*. Considerando a tensão de saída em relação à tensão de entrada, o conversor

*Buck* será sempre um abaixador de tensão e o conversor *Boost* um elevador de tensão. Já os conversores *Buck-Boost*, *Cúk*, *Sepic* e *Zeta* podem operar como abaixadores ou, ainda, como elevadores de tensão (MOHAN, 1995).

O ciclo conversor CC-CC desenvolvido por Ilic, Vasiljevic e Popovic (1994) foi projetado para operar a partir de baterias como fonte de alimentação primária. Seu conversor foi construído para oferecer duas saídas isoladas de 150 V e uma terceira de 5 V para ser utilizada como realimentação, na configuração *flyback*. O controle foi desenvolvido de forma discreta, onde o amplificador  $U_{1B}$  é encarregado de gerar uma forma de onda quadrada para excitar os transistores de chaveamento, cuja frequência e largura do pulso dependem do sinal de comparação do  $U_{1A}$ . O sinal de erro é obtido por meio de duas informações: uma tensão de referência fornecida pelo diodo zener  $D_{Z1}$  e outra pelo deslocador de nível  $U_{2A}$  que recebe sinal de realimentação de saída. Este mesmo projeto foi utilizado por O’Keeffe e Lyon (2002). O circuito do conversor CC-CC múltiplo estágio desenvolvido é apresentado na Figura 17.

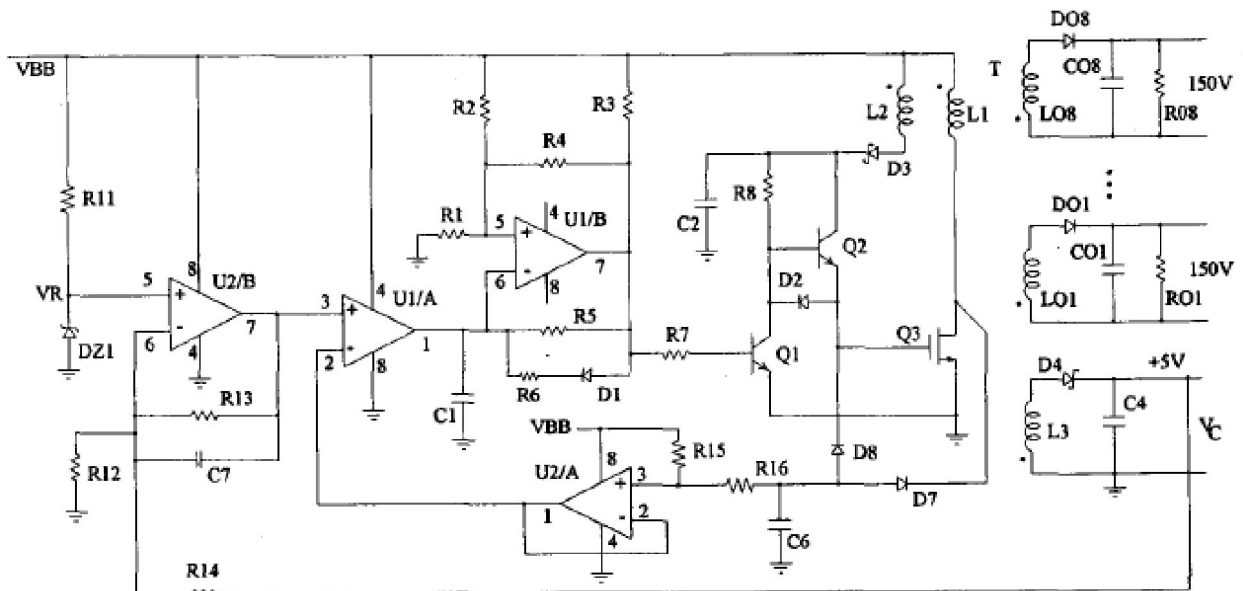


Figura 17. Conversor CC-CC múltiplo estágio Ilic, Vasiljevic e Popovic (1994).

A alternativa utilizada por Schaning e Kaczmarek (2008) emprega dois conversores CC-CC comerciais da Pico Electronics (Pelham, NY) HVP1P para o positivo da alta tensão (+800 V) e o HVP1N para o negativo da alta tensão (-800 V). Para as tensões de  $\pm 15$  V foi utilizado o módulo BST-15/100-D12 da Datel/Murata (Mansfield, MA).

A solução encontrada para o estimulador implantável desenvolvido por Arabi e Sawan (1999) foi de retirar a energia necessária para o funcionamento de seu estimulador do sinal da portadora que transmite os dados codificados para o estimulador. A transmissão da portadora de 20 MHz é contínua, alterando-se apenas durante a transmissão das informações de configuração do estimulador implantado, garantindo uma alimentação estável para o dispositivo. Esta mesma técnica também foi empregada por Takahashi *et al.* (1995). O diagrama em blocos da Figura 18 ilustra a alternativa adotada.

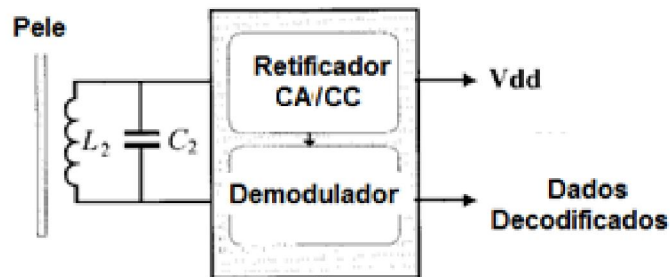


Figura 18. Diagrama em blocos do estágio de alimentação proposto por Arabi e Sawan (1999).

Avaliando o projeto de estimulador implantável desenvolvido por Jalilian *et al.* (2007) pode-se identificar que foi a utilização do conversor MAX686 da Maxim, Sunnyvale, USA. A saída de tensão é controlável através de sinais do microcontrolador, que permitem o ajuste da tensão e do limite de corrente de saída. O circuito do conversor utilizado é apresentado na Figura 19.

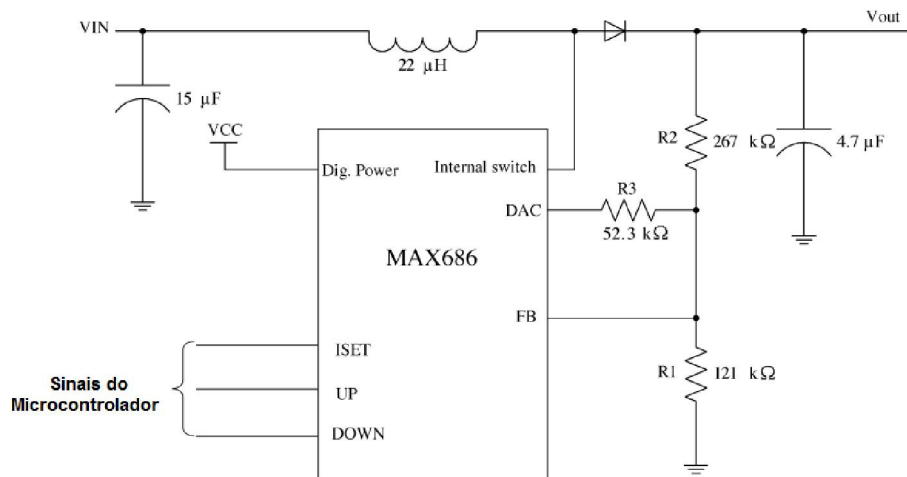


Figura 19. Ciclo-Convertor CC-CC utilizando MAX686 utilizado por Jalilian et al. (2007).

Em seu projeto, Xu *et al.* (2011) consideraram o uso de um conversor CC-CC configurado como *Boost*, modelo MCP1651, do fabricante Microchip™, para fornecer os 30 V necessários para excitar a saída de seu projeto de eletroestimulador para analgesia. A Figura 20 apresenta o esquema elétrico utilizado para o conversor CC-CC proposto.

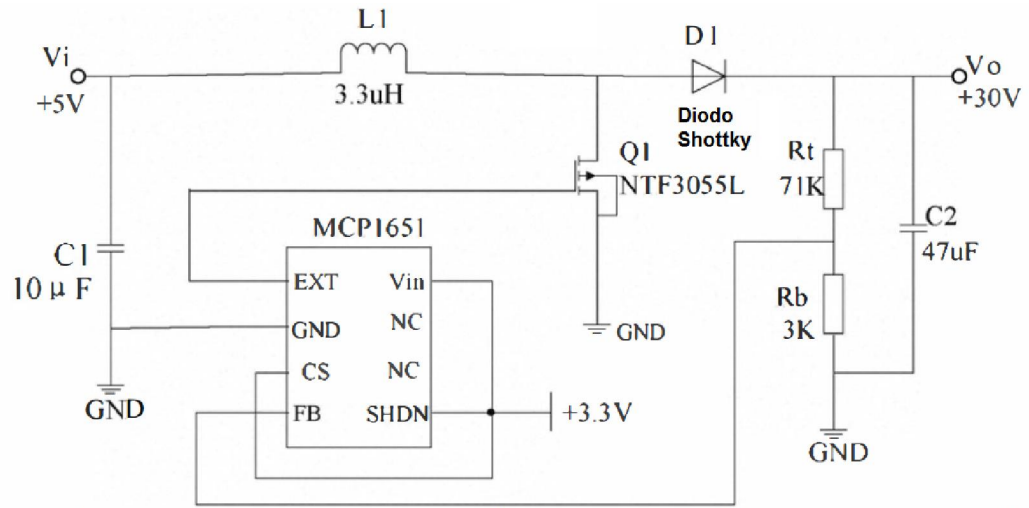


Figura 20. Ciclo-Convertor CC-CC utilizando o circuito integrado MCP1651 proposto por Xu *et al.* (2011).

Em seu projeto, Alonso, Minor e Escamilla (2007) utilizaram duas fontes de alimentação, uma construída de forma linear utilizando transformador e reguladores para fornecer tensões baixas de  $\pm 12$  V para os condicionadores de sinal e 5 V para o sistema de controle, e outra para alta tensão isolada através de um módulo de tensão de 300 V da EMCO High Voltage Corporation.

Projetos de estimuladores que utilizam transformadores acoplados diretamente aos eletrodos de saída, geralmente não possuem um conversor CC-CC, pois a isolação e a geração da alta tensão são obtidas por meio da relação de espiras do próprio transformador, sendo esta a alternativa utilizada por Cheng *et al.* (2004) e também por Velloso e Souza (2007).

O estimulador desenvolvido por Poletto e Doren (1999) necessitou de uma atenção especial na etapa de alimentação, pois são necessárias quatro tensões para operação:  $\pm 430$  V e  $\pm 15$  V. Para construção de sua etapa de alimentação, foram utilizados seis estágios de alimentação flutuantes, dois de 200 V, dois de 230 V e dois de 15 V. Para a alta tensão positiva foram empilhadas duas fontes de alimentação: 200 V e 230 V, repetindo este procedimento para a alta tensão negativa; criando, assim, uma fonte de  $\pm 430$  V. As tensões de  $\pm 15$  V são utilizadas para controle e nos condicionadores de sinais na etapa de saída para

deslocamento do sinal de saída. Um relé de alta tensão DAT71210 (Crydom Corporation, San Diego, USA) foi utilizado para garantir uma maior segurança no caso de algum problema, desabilitando a alta tensão dos estágios de saída. A Figura 21 apresenta o diagrama da solução adotada.

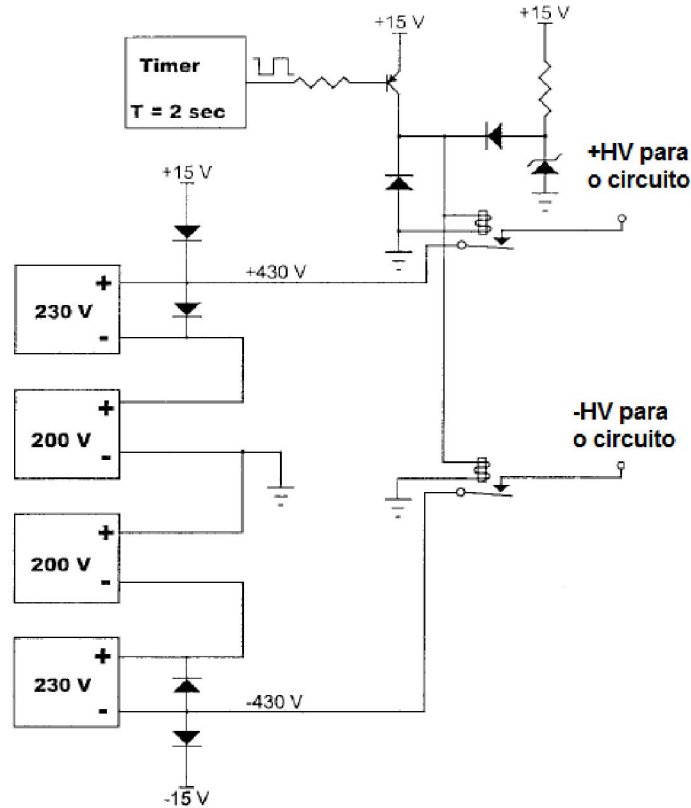


Figura 21. Diagrama da etapa de alimentação construída por Poletto e Doren (1999).

## 2.2.6 Eletrodos

Basicamente, existem três tipos de eletrodos: implantáveis, percutâneos e de superfície. Estes podem variar em tamanho, tipo de material e aplicação. Avaliando eletrodos implantáveis em termos de impedância e energia, verifica-se que quanto mais perto da unidade neuromotora menor será a impedância e a energia necessária para evocar o potencial de ação (NOGUEIRA-NETO, *et al.*, 2010). Contudo, são necessários estimuladores especialmente desenvolvidos para este fim, assim como os materiais envolvidos na construção dos eletrodos e cabos, sem considerar que é um método invasivo e requererá um procedimento cirúrgico para sua colocação (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

Considerando agora eletrodos de superfície, haverá um aumento de camadas de tecidos que exigirão mais energia para atravessá-las, sem contar que a impedância entre a interface eletrodo e pele aumenta, dificultando a seletividade de unidades motoras (NOGUEIRA-NETO, *et al.*, 2010). Em ensaios *in vitro* invariavelmente utilizam-se modelos elétricos que representem de maneira aproximada o comportamento elétrico da pele (VELLOSO e SOUZA, 2007). Conforme pode ser visualizado na Figura 22,  $R_s$  representa a resistência dos tecidos mais profundos; o capacitor  $C_p$  e o Resistor  $R_p$  a impedância da camada superior da pele. Já o capacitor  $C_{pol}$  e o resistor  $R_{pol}$  representam o efeito da interface eletrodo pele (DORGAN e REILLY, 1999).

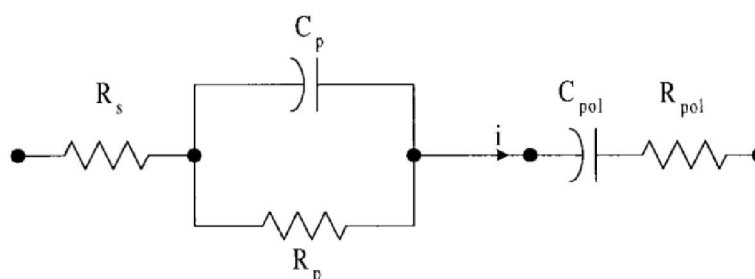


Figura 22. Modelo equivalente eletrônico da pele desenvolvido por Dorgan e Reilly (1999).

A forma mais comum de reduzir o efeito da impedância da pele e do eletrodo é a utilização de gel condutor com o intuito de melhorar a eficiência da transferência de energia, assim, quanto menor for sua resistência, melhor a interface (BOLFE e GUIRRO, 2009).

### 2.2.7 Formas de Onda

Segundo Reilly (1992), os níveis de excitação neural são sensíveis a duração do estímulo de corrente monofásica aplicada, assim como outras formas de onda como, por exemplo, a bifásica também apresentam características importantes. Formas de onda monofásicas podem ser aplicadas de duas maneiras ou polaridades de estimulação (catódica ou anódica) (LIANZA, 1993). Já as formas de onda bifásicas podem ser simétricas, assimétricas e ou complexas (amplitudes variadas para cada pulso) (KRUEGER-BECK, *et al.*, 2010); (ZHANG, *et al.*, 2005).

A Figura 23 ilustra um esboço dos tipos de formas de onda de estímulos (a) monofásicos, (b) bifásicos simétricos, (c) bifásicos assimétricos e (d) bifásicos complexos.

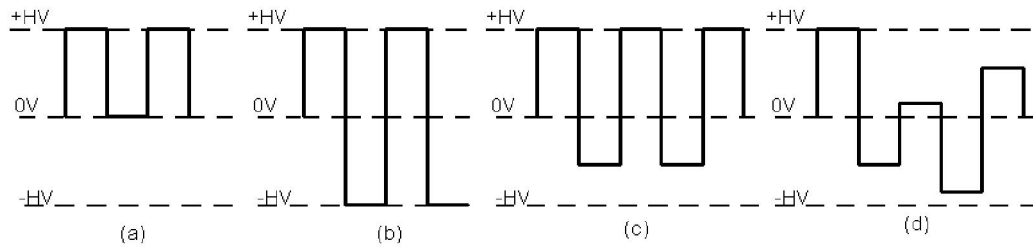


Figura 23. Pulsos: (a) monofásicos; (b) bifásicos simétricos; (c) bifásicos assimétricos; (d) bifásicos complexos.

Na Figura 23 (a), a corrente elétrica está fluindo em apenas um sentido, por exemplo, do catodo para o anodo, caracterizando um sinal monofásico puro. Quando ocorre a troca de polaridade no sentido da corrente, como o apresentado na Figura 23 (b), o fluxo da corrente elétrica se deslocará do anodo para o catodo e vice e versa, durante o tempo de duração do *burst*. Um sinal monofásico pode apresentar uma pequena parcela do ciclo desativo com polaridade de carga trocada, auxiliando assim o processo de despolarização, como exemplificado na Figura 23 (c). Já a composição de polaridades trocadas ao longo do *burst*, valores diferenciada de amplitude e duração dos pulsos caracterizam uma forma de onda complexa, que pode ser visualizada na Figura 23 (d) (ROSAS E SILVA, 2004).



### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O estimulador elétrico (EE) proposto foi desenvolvido para ser uma ferramenta de pesquisa versátil, podendo ser empregado na construção de equipamentos controlados por computador, microcontrolador, lógica reprogramável e discreta ou, ainda, dispositivos de interfaces eletrônicas de aquisição de dados. Utilizou-se a topologia construtiva baseada em ponte H com transistores MOSFETs de canal N e uma fonte de alimentação de alta tensão isolada do tipo *flyback*, conferindo ao EE a isolamento entre as etapas de saída e de controle.

Uma visão geral do EE desenvolvido é apresentada na Figura 24, sendo que cada bloco integrante será descrito em um item específico na sequência.

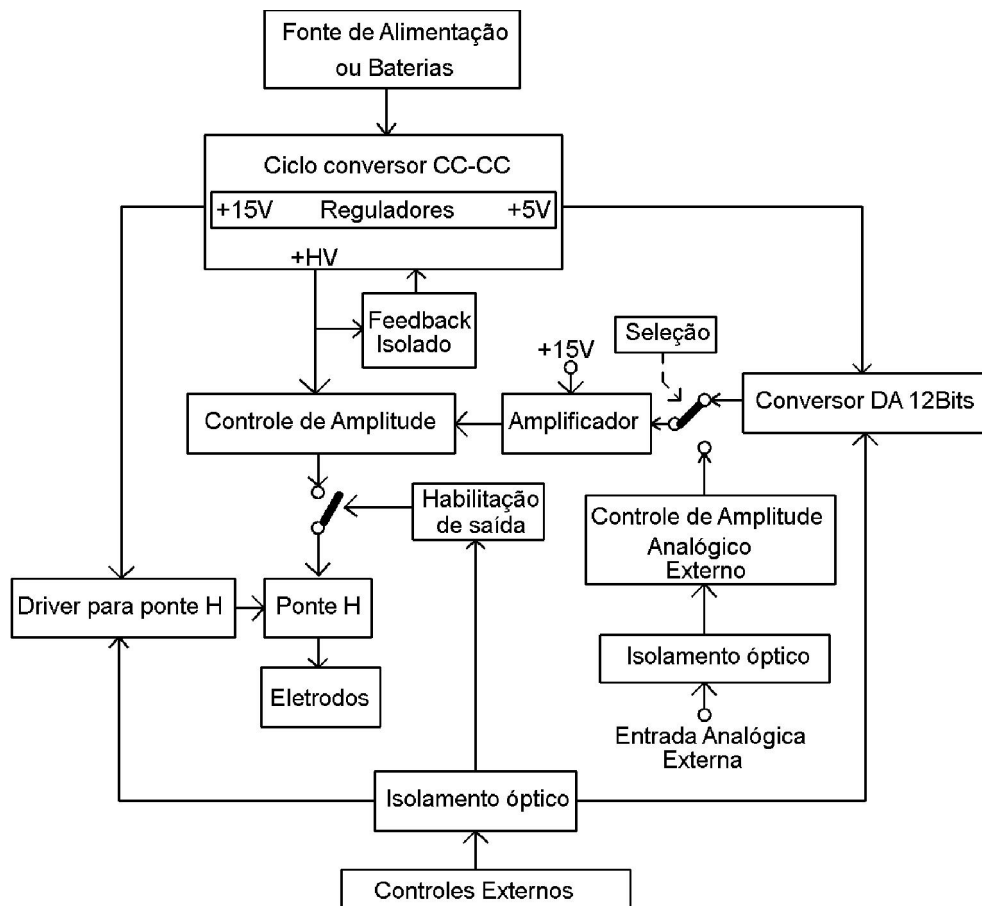


Figura 24. Diagrama em blocos do circuito do EE.

### 3.1 CONTROLES EXTERNOS

Como o EE foi projetado para ser flexível quanto à técnica e método de controle. Contudo, no presente projeto optou-se por utilizar um microcontrolador para essas funções. E tendo em vista que a comunicação entre a interface de visualização e de controle é serial, optou-se pelo padrão RS232 pela facilidade de utilização. Os parâmetros de operação enviados pela interface gráfica são armazenados dentro da memória interna do microcontrolador. Para garantir a entrega dos pacotes de informação de configuração desenvolveu-se um protocolo de comunicação que será descrito no item 3.11 e apresentado na íntegra no Apêndice B. Na Figura 25, ilustra-se o diagrama em blocos dos controles externos.

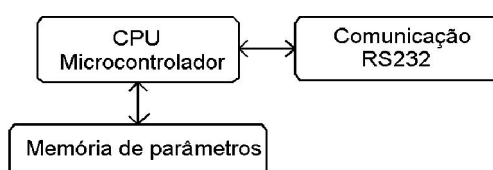


Figura 25. Boco Controles externos.

O microcontrolador escolhido foi o PIC18F452, do fabricante Microchip™, que oferece os seguintes recursos:

- memória de programa de até 32K;
- memória de dados de até 1K;
- memória *EEProm* de 256 bytes;
- dois canais de PWM com resolução configurável de 8 a 10 bits;
- um conversor analógico digital com oito canais de entrada multiplexados;
- interface de comunicação síncrona SPI e I2C;
- interface de comunicação serial assíncrona;
- trinta e três pinos de entrada e saída configuráveis;
- *Watchdog* interno;
- três entradas de interrupções externas;
- proteção contra cópia de programa;
- gravação em baixa tensão;
- supervisor de tensão interno;
- *timer* de energização;

- frequência de operação: com cristal de até 20 MHz, ou com ajuste de PLL para até 40 MHz.

As placas utilizadas para acondicionar o microcontrolador e a comunicação RS232 foram doadas pela empresa HEXBits Engenharia de Computação<sup>2</sup> e seus esquemas elétricos são apresentados na Figura 26 e Figura 27, respectivamente.

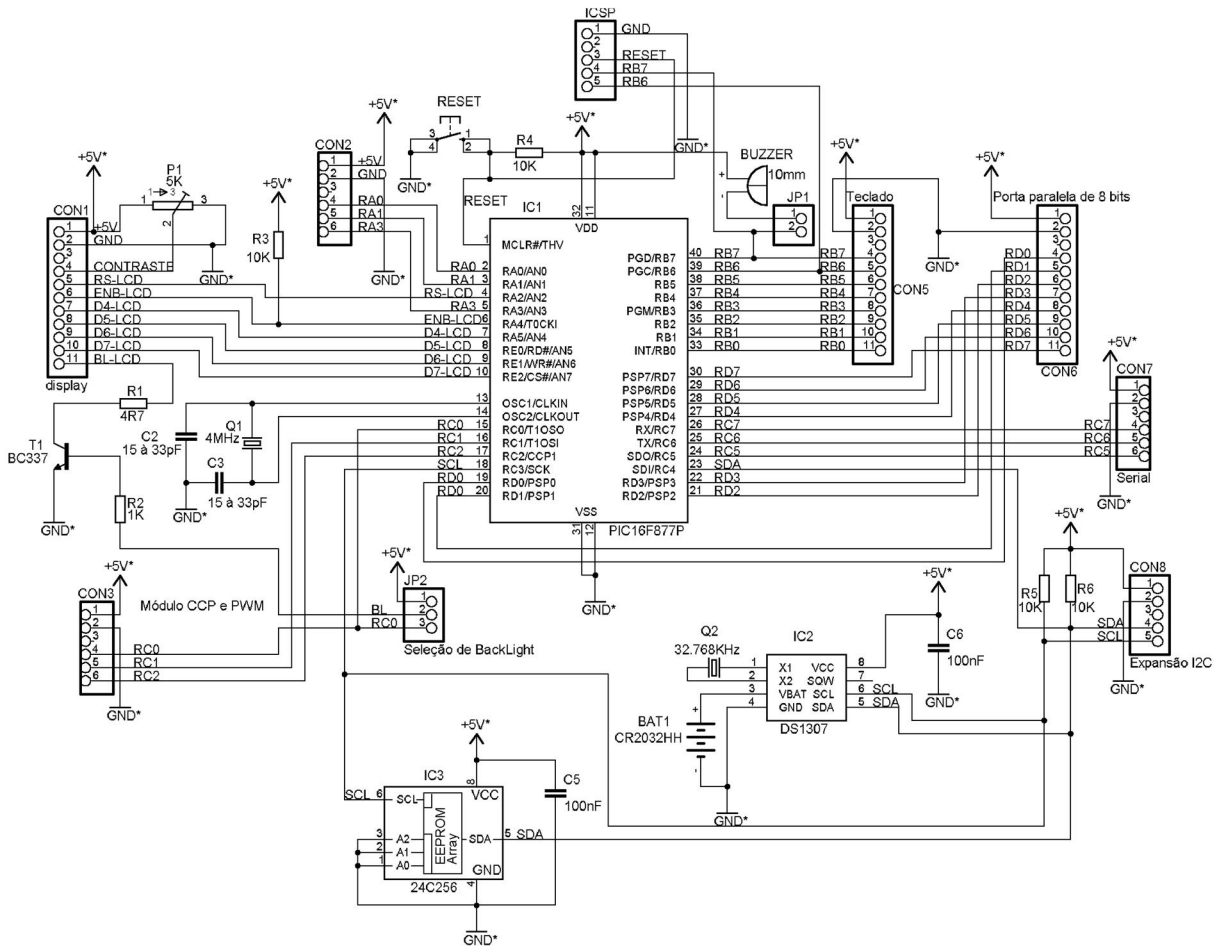


Figura 26. Esquema elétrico da placa HEXKIT 877Plus. Cortesia de HEXBits Engenharia de Computação Ltda.

<sup>2</sup> www.hexbits.com.br

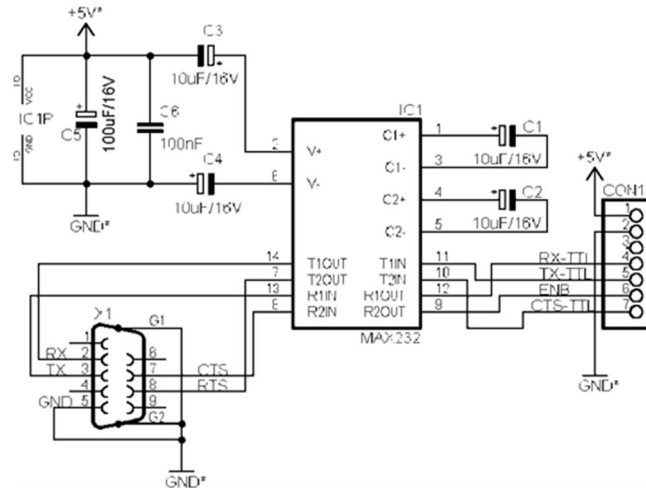


Figura 27. Esquema elétrico da placa de comunicação serial HEXKIT 232. Cortesia de HEXBits Engenharia de Computação Ltda.

Para as entradas analógicas, projetaram-se oito circuitos amplificadores operacionais configurados como seguidores de tensão para adaptação de nível, filtragem e proteção do microcontrolador aos sinais analógicos externos, fornecendo os sinais para as suas oito entradas analógicas (AN<sub>0</sub>-AN<sub>7</sub>), acessados através dos conectores CON<sub>1</sub> e CON<sub>2</sub> da placa HEXKIT 877 Plus. A Figura 28 apresenta o esquema elétrico simplificado da configuração adotada. Na entrada AN<sub>0</sub>, inseriu-se um potenciômetro para servir de ajuste manual externo da amplitude e sua configuração elétrica encontra-se na Figura 29.

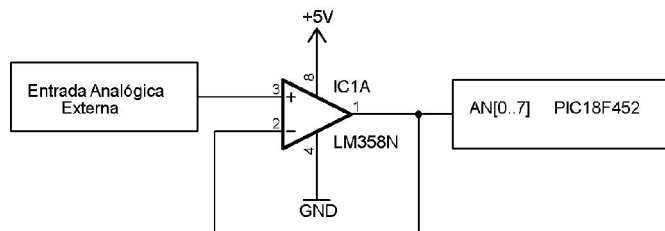


Figura 28. Circuito condicionador de entrada analógica.

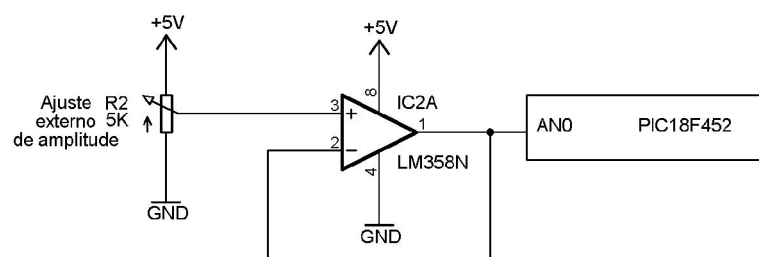


Figura 29. Ajuste manual externo de amplitude.

Uma chave de pânico (emergência) foi instalada e utiliza a entrada de interrupção externa  $RB_0$  do microcontrolador, acessado pelo conector  $CON_5$  da placa. Esta interrupção aciona a rotina de emergência que interrompe imediatamente os estímulos, desliga o relé de alta tensão e o ciclo-conversor CC-CC, para evitar saltos ou picos de tensão que poderiam se propagar para a saída se houvesse o desacoplamento da energia antes da liberação da carga (eletrodos). A Figura 30 apresenta a configuração elétrica desta chave.

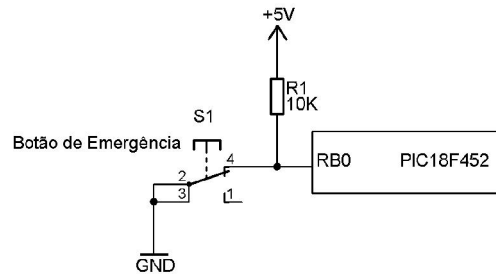


Figura 30. Configuração elétrica do botão de Emergência.

### 3.2 ACOPLAMENTO ÓPTICO

Para garantir a isolação entre a saída do EE e seu módulo de controle, foram utilizados dois tipos de acopladores ópticos, um de alta velocidade e outro de uso comum. Para os sinais digitais, empregou-se o HCPL2630, que é um acoplador óptico duplo com saída digital em coletor aberto de alta velocidade, tendo em vista que os sinais que serão acoplados serão de configuração do conversor DA e dos controles de pulso da ponte H. Já para os sinais analógicos foi utilizado o modelo 4N25 de uso geral, pois são sinais que necessitam variações mais lineares.

Os sinais de controle da ponte H, de habilitação do relé de alta tensão e de controle do conversor D/A recebidos do microcontrolador passam por um registrador do tipo *latch* de 8 bits (74HC573) antes de serem direcionados para os acopladores ópticos. Este recurso foi adotado para permitir a multiplexação de placas e possibilitar, assim, a criação de vários canais estimulatórios. A Figura 31 apresenta o diagrama elétrico parcial do bloco de acoplamento óptico - sinais de controle.

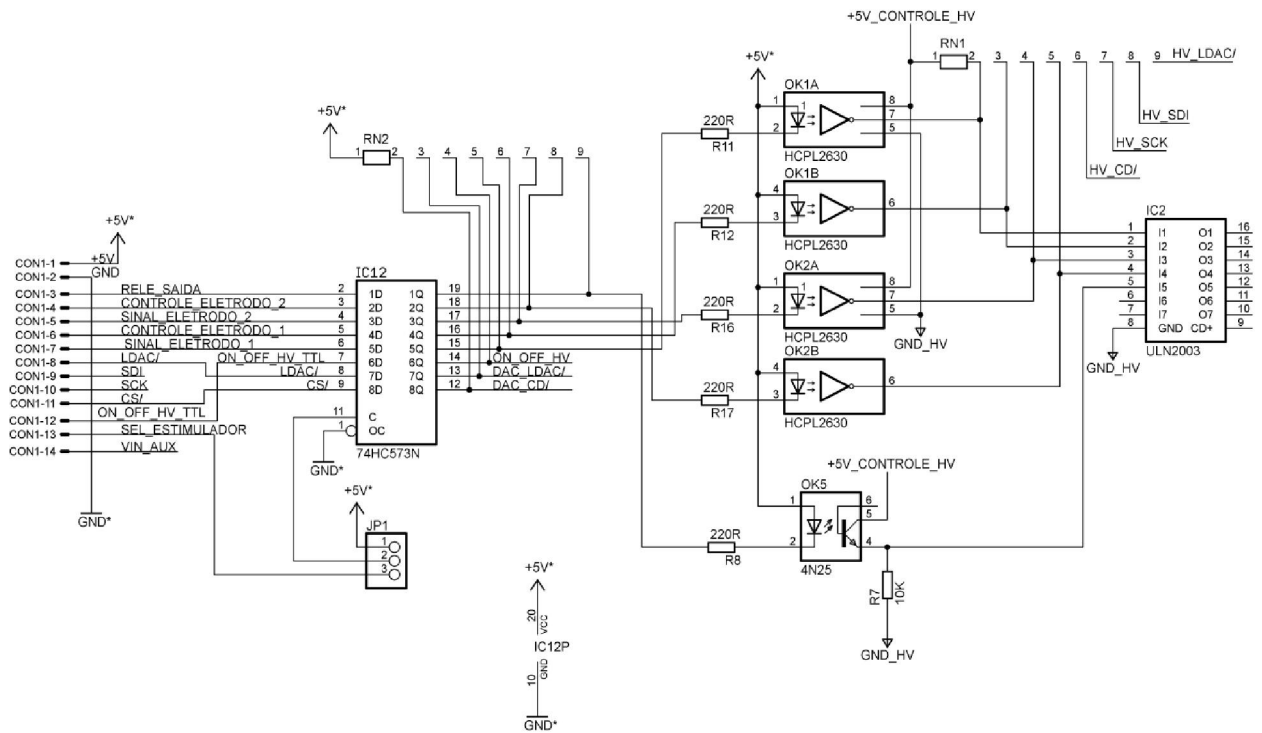


Figura 31. Diagrama elétrico parcial do bloco de acoplamento óptico - sinais de controle.

Os acopladores ópticos  $OK_{1A}$ ,  $OK_{1B}$ ,  $OK_{2A}$  e  $OK_{2B}$  são utilizados para isolar os sinais de controle da ponte H: `CONTROLE_ELETRODO1`; `CONTROLE_ELETRODO2`; `SINAL_ELETRODO_1`; `SINAL_ELETRODO_2`. Como a saída dos acopladores ópticos é em coletor aberto, tornou-se necessário a colocação uma rede resistiva  $R_{N1}$  de 10 k $\Omega$  em configuração *pull-up* para garantir o nível lógico 1 para as entradas do *driver*  $IC_2$  que possui a função de acoplamento de níveis de tensão: 5 V para 15 V, tendo em vista que também possui a saída em coletor aberto.

Os sinais de controle do conversor D/A também são acoplados opticamente, pois sua alimentação (+5V\_CONTROLE\_HV) é fornecida pelo ciclo-conversor CC-CC. Os acopladores  $OK_{3A}$ ,  $OK_{3B}$ ,  $OK_{6A}$ ,  $OK_{6B}$  são responsáveis em isolar os sinais recebidos do microcontrolador para o conversor D/A. A Figura 32 apresenta os acopladores ópticos dos sinais do conversor D/A.

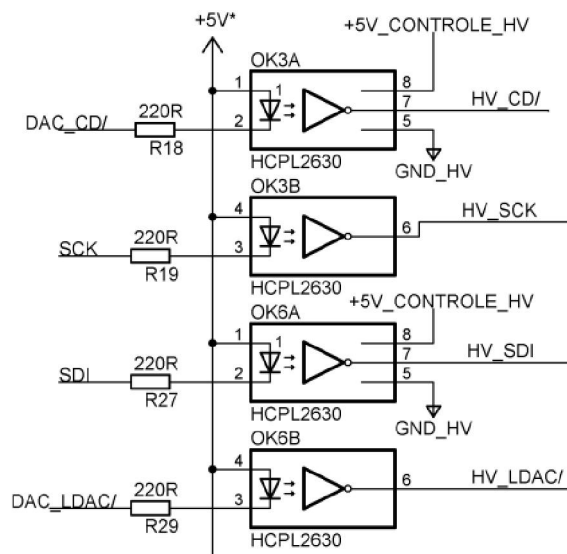


Figura 32. Acopladores ópticos dos sinais do conversor D/A.

### 3.3 CONTROLE ANALÓGICO EXTERNO DE AMPLITUDE

Com a possibilidade de controlar a amplitude da saída do EE por meio de um sinal analógico externo, e com todos os sinais de controle isolados surgiu a necessidade de isolar também o sinal de controle analógico de entrada eletricamente. A Figura 33 apresenta o diagrama parcial do circuito de isolamento elétrica do sinal analógico de entrada externa.

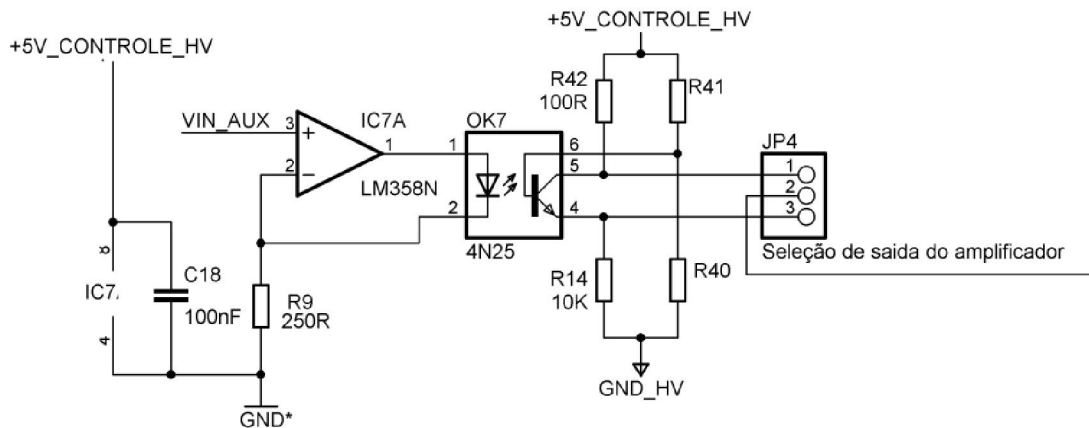


Figura 33. Diagrama parcial do circuito de isolamento elétrica do sinal analógico de entrada externa.

Esta solução foi desenvolvida utilizando um acoplador OK<sub>7</sub> de uso geral com saída a transistor, onde o LED emissor é controlado por um conversor de tensão para corrente utilizando o amplificador operacional UC<sub>7A</sub>. Em sua saída foram projetados resistores para que fosse possível utilizar configurações com saídas normais ou ainda invertidas, que são selecionáveis por meio do *jumper* JP4 e, neste projeto, foram utilizados apenas o R<sub>42</sub> e o R<sub>14</sub>, não tendo sido colocados na placa o R<sub>41</sub> e o R<sub>40</sub>. A saída selecionada será encaminhada para outro *jumper* de seleção para escolha da fonte de entrada do amplificador de controle de amplitude, que será explicado no item 3.4.

### 3.4 CONVERSOR DA

O bloco conversor D/A reside diretamente no componente MCP4921 da Microchip™, que possui 12 bits de resolução; comunicação SPI, onde dois sinais de controle são necessários para a comunicação: HV\_SCK – sinal de *clock* sincronismo; HV\_SDI – sinal de dados. O sinal HV\_CD/ é para seleção do conversor, possibilitando a multiplexação de placas, mas para isso deve ser criado um circuito de seleção para este sinal. Uma característica muito importante deste conversor é que ele possui um *latch* controlado pelo sinal HV\_LDAC/, que permite a escrita de um novo valor de amplitude em seus registradores internos sem alterar o valor da saída. Com a resolução de 12 bits do conversor é possível chegar a um degrau de 1,22 mV em sua saída VOUT\_DAC. A Figura 34 apresenta o circuito do conversor DA.

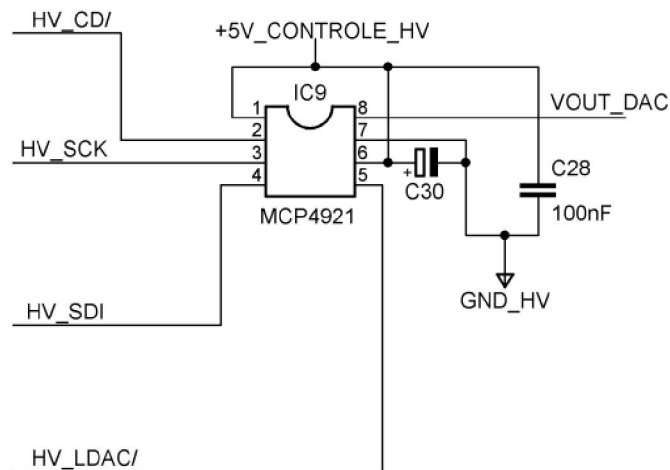


Figura 34. Circuito do conversor DA.



### 3.5 AMPLIFICADOR

Como o tensão  $V_{OUT\_DAC}$  máxima entregue pelo conversor DA é de 5 V e o controle de amplitude necessita de 15 V, foi projetado um amplificador em configuração não inversora com ganho 3 para realizar esta tarefa, conforme ilustrado na Figura 35.

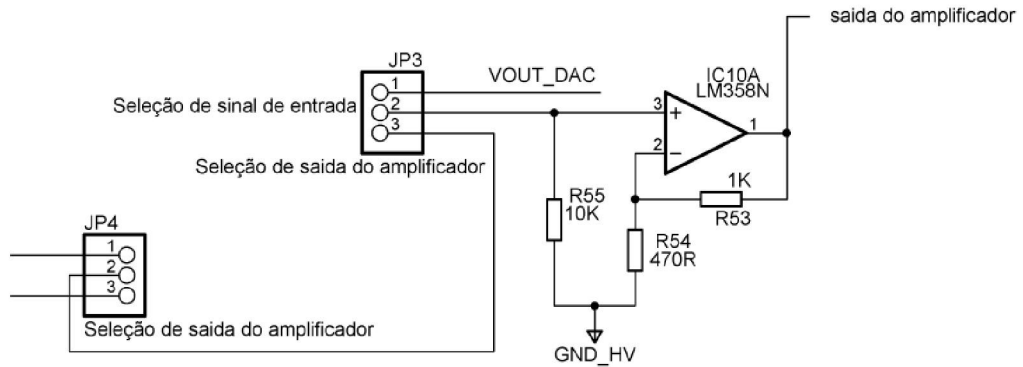


Figura 35. Circuito do amplificador.

### 3.6 CONTROLE DE AMPLITUDE

O controle de amplitude, Figura 36, é realizado utilizando uma etapa de saída clássica para fontes lineares com os transistores em configuração darlington. A diferença está nos transistores que suportam até 500 V de  $V_{CE}$ , extremamente importante para este projeto, tendo em vista que o ciclo-conversor CC-CC gera até 300 V de saída.

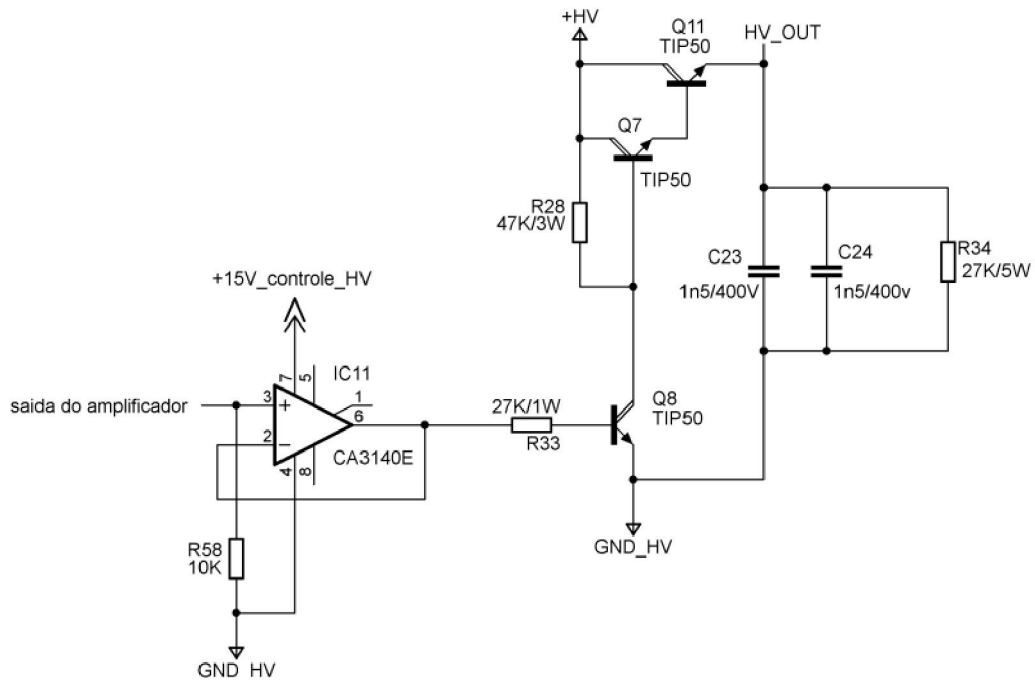


Figura 36. Circuito de controle de amplitude.

Considerando que em uma fonte de alimentação clássica, a tensão de controle é muito próxima da tensão de operação dos componentes e, neste caso, a saída é quase vinte vezes maior que a tensão de alimentação do amplificador operacional que controla a corrente de base dos transistores de saída. Tornou-se importante que o controle da corrente de base dos transistores de saída  $Q_7$  e  $Q_{11}$  ocorresse através do transistor  $Q_8$ , o qual é excitado pelo amplificador operacional  $IC_{11}$  configurado como seguidor de tensão.

O resistor  $R_{34}$  foi projetado para garantir a descarga dos capacitores de saída  $C_{23}$  e  $C_{24}$  quando ocorrer o desacoplamento da etapa de saída.

### 3.7 CONVERSÃO CC-CC

Durante os estudos iniciais, foram desenvolvidos três circuitos para o ciclo-conversor CC-CC. Na primeira versão, apenas uma saída de alta tensão sem isolamento da rede de realimentação foi desenvolvida para testar o funcionamento da ponte H com os níveis de alta tensão (300 V) necessários para o projeto.

Com a evolução do projeto, utilizaram-se dois ciclo-conversores CC-CC operando separadamente, um para a alta tensão (300 V) e outro para as tensões de controle (15 V e 5 V). Esta alternativa foi adotada porque o controle de amplitude dos estímulos era realizado no primário do transformador do ciclo-conversor CC-CC de alta tensão.

Como solução final, incorporou-se em um mesmo transformador as saídas responsáveis em gerar a alta tensão e a tensão de controle utilizando apenas um ciclo-conversor CC-CC, e o elo de realimentação passou a ser acoplado opticamente para garantir a isolamento elétrica. A Figura 37 ilustra o diagrama em blocos do ciclo-conversor CC-CC da terceira versão do projeto do estimulador, lembrando que os ciclo-conversores utilizados anteriormente também foram projetados empregando-se a topologia *flyback*.

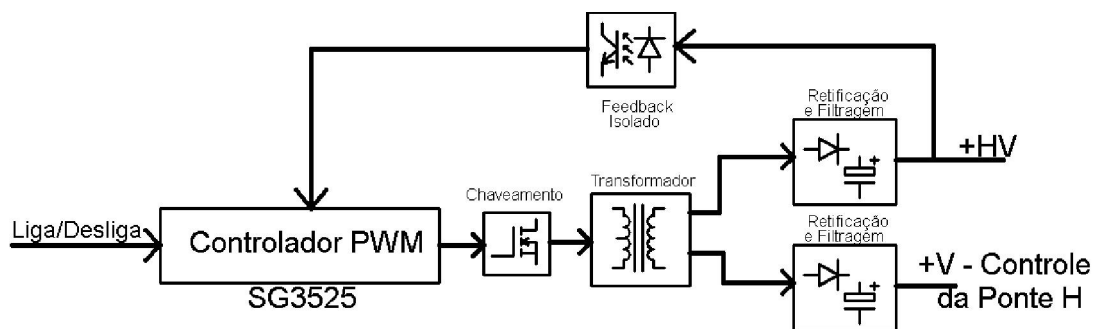


Figura 37. Diagrama em blocos do ciclo-conversor CC-CC da terceira versão do projeto do estimulador.

O bloco controlador de PWM consiste em um circuito integrado controlador para fonte chaveada, encontrado facilmente no mercado: o SG3525. Este dispositivo possui duas saídas com capacidade de drenar até 500 mA.

O bloco de chaveamento, que opera em configuração *push-pull*, foi construído com dois transistores MOSFET canal N: IRFZ44N. Como a tensão de polarização de *gate* não deve ultrapassar 20 V, foi projetado um circuito limitador de tensão composto pelos resistores  $R_{20}$  e  $R_{21}$ , e pelos diodos zener  $D_{15}$  e  $D_{16}$ . Os resistores  $R_{10}$  e  $R_{13}$  são utilizados para auxiliar no descarregamento das capacitâncias dos *gates* dos transistores. A Figura 38 ilustra a etapa de chaveamento no diagrama elétrico parcial do ciclo-conversor.

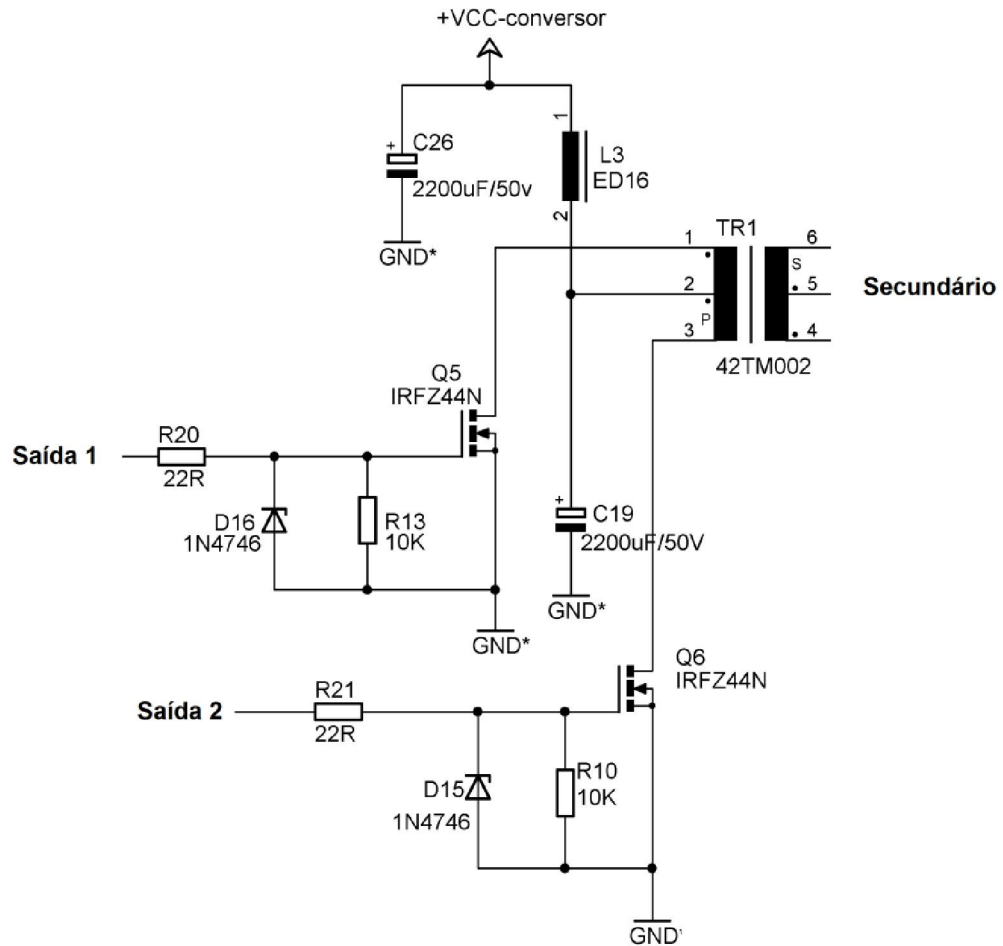


Figura 38. Etapa de chaveamento no diagrama elétrico parcial do ciclo-conversor.

O controle de amplitude da saída do ciclo-conversor CC-CC é realizado por meio da mudança do ciclo de trabalho dos transistores de chaveamento. Este controle utiliza uma rede de realimentação isolada eletricamente entre o controlador de PWM e a saída de alta tensão.

Por meio de uma rede de diodos zener ligados em série para produzir a queda de tensão necessária para a proteção do diodo emissor do acoplador óptico OK4, mede-se a alta tensão. Caso essa tensão tente subir acima de 300 V, haverá um aumento na corrente do LED que provocará um aumento na condução do foto-transistor, fazendo com que as tensões de referência do controlador SG3525 diminuam, consequentemente, diminuindo o ciclo de trabalho dos transistores de chaveamento e, por conseguinte, reduzindo as tensões do secundário do transformador. A Figura 39 ilustra a etapa de realimentação no diagrama elétrico parcial do ciclo-conversor.

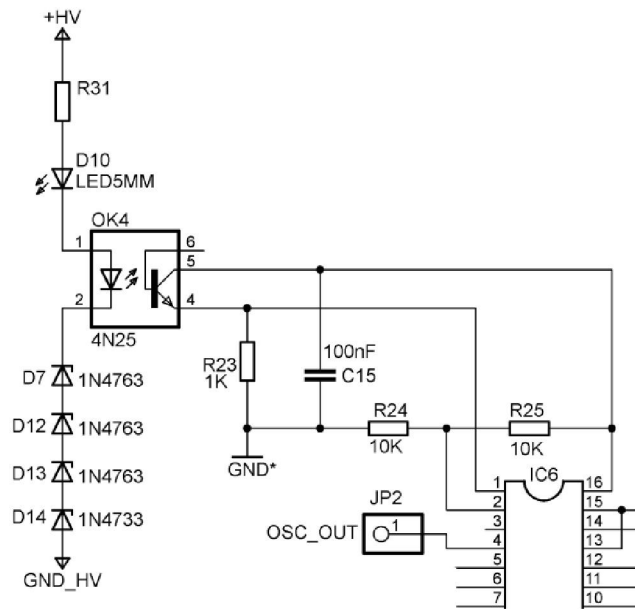


Figura 39. Etapa de realimentação no diagrama elétrico parcial do ciclo-conversor.

O controlador de PWM SG3525 possui ainda duas funcionalidades importantes: um sinal de controle de *shutdown*, que permite ligar e desligar o conversor externamente, o que é muito útil durante os processos de inicialização, ajustes ou emergências, e que é realizado por meio do transistor T<sub>1</sub>; uma entrada de *soft start* para partida lenta do chaveamento no pino 8 que depende do valor do capacitor C<sub>16</sub>. A frequência de operação foi ajustada para 120 kHz pelo *trimpot* R<sub>26</sub>, podendo ser medida no ponto OSC\_OUT. A Figura 40 apresenta o acesso às funcionalidades do controlador SG3525.

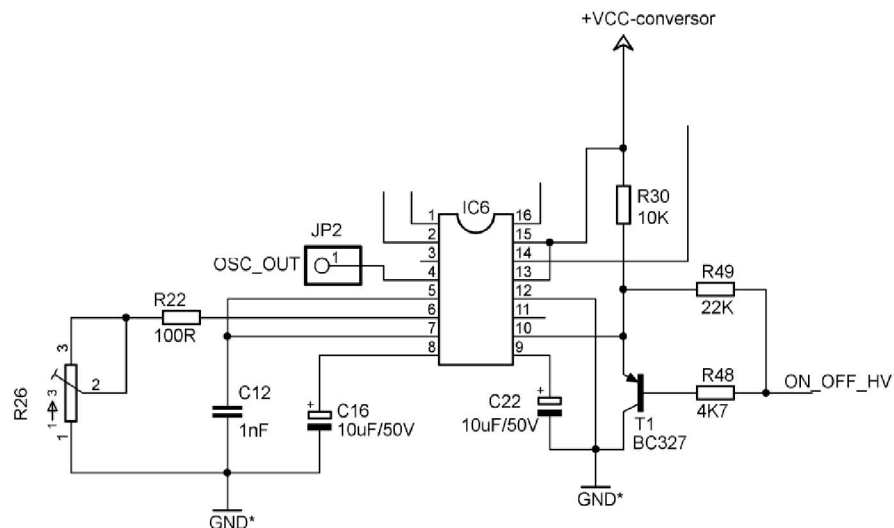


Figura 40. Acesso as funcionalidade do controlador SG3525.

Tomando como base a Figura 41(a) o transformador desenvolvido possui um enrolamento primário e secundário utilizando fio AWG 30, com: 20 espiras entre 1 e 2; 20 espiras entre 2 e 3 (com derivação central em 2); secundário: 40 espiras entre 4 e 5; 360 espiras entre 5 e 6. Os diodos retificadores utilizados são a versão para alta frequência do diodo retificador 1N4007, o UF4007 em configuração meia onda. A tensão +HV fica de 250 a 300 V dependendo da tensão de alimentação de entrada que pode varia de 12 a 24 V.

Já a tensão  $VCC\_CONTROLE\_HV$  foi projetada para ficar de 20 a 24 V, pois será utilizada pelo regulador de tensão IC1 LM7815 dos *drivers* de meia ponte que operam com 15 V que também fornecerá alimentação ao IC5 LM7805 que regula 5 V para o conversor D/A e os acopladores ópticos digitais, conforme pode ser visualizado na Figura 41<sub>b</sub>.

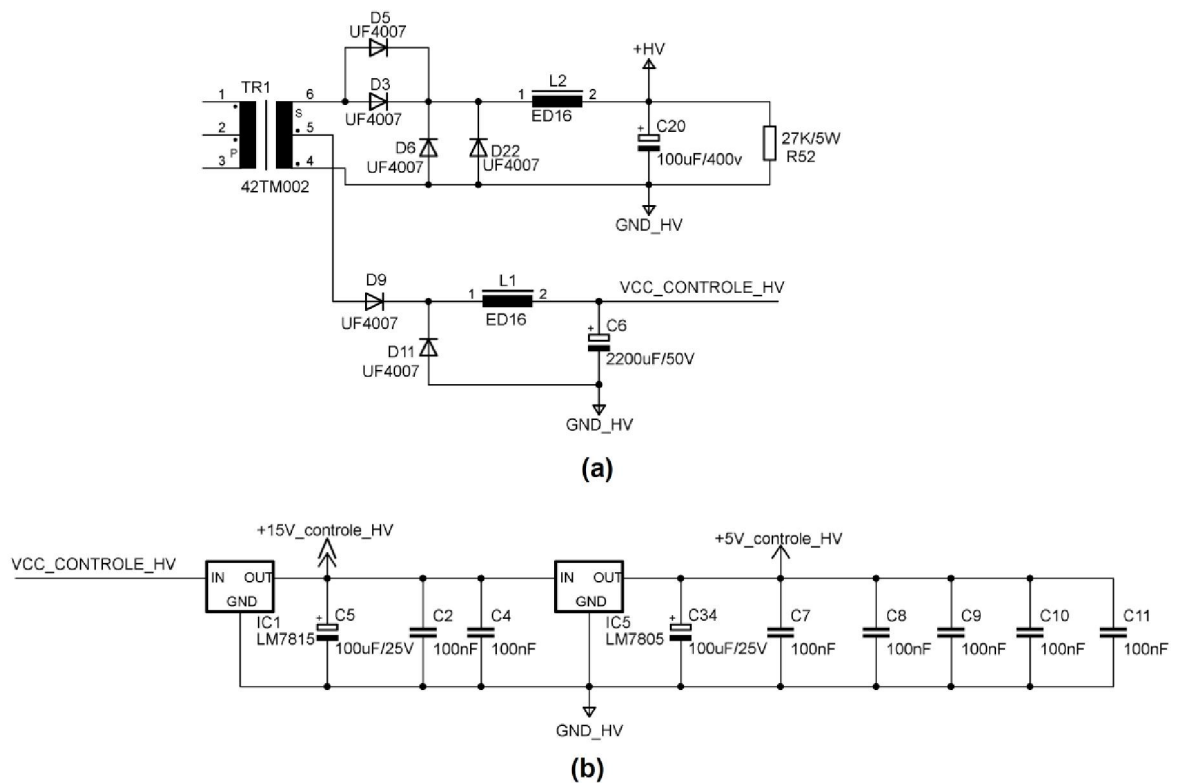


Figura 41. a) Retificadores do ciclo-conversor CC-CC; b) reguladores de tensão.

A Figura 42 apresenta o esquema elétrico completo do ciclo-conversor CC-CC desenvolvido para a última versão do projeto do estimulador.

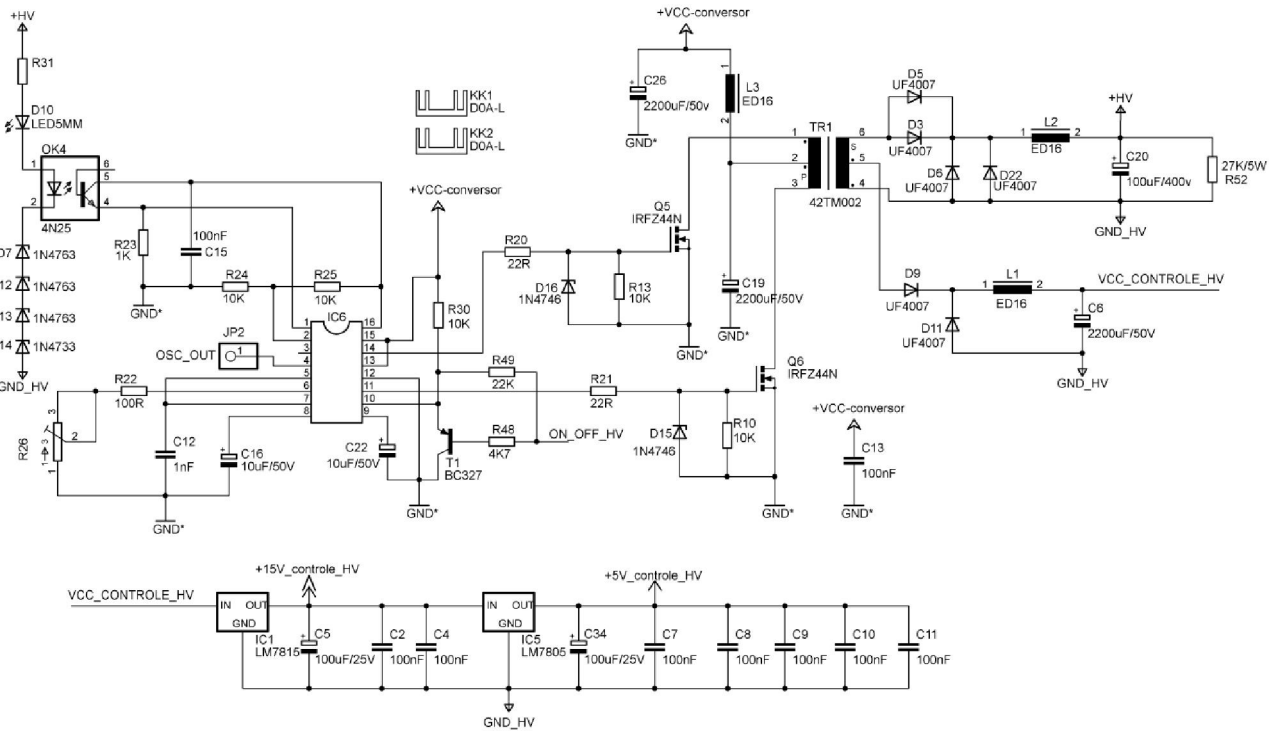


Figura 42. Esquema elétrico do ciclo-conversor CC-CC desenvolvido para a última versão do projeto do estimulador.

### 3.8 HABILITAÇÃO DE SAÍDA

O controle da transferência da alta tensão +HV para o circuito da ponte H é realizado por meio de um relé  $K_1$  que é utilizado como item de segurança, sendo desligado em uma emergência. O sinal de acionamento é isolado eletricamente por meio do acoplador óptico  $OK_5$  que fornece os níveis lógicos de controle para o driver  $IC_2$ . A Figura 43 apresenta o circuito parcial do bloco de habilitação de saída.

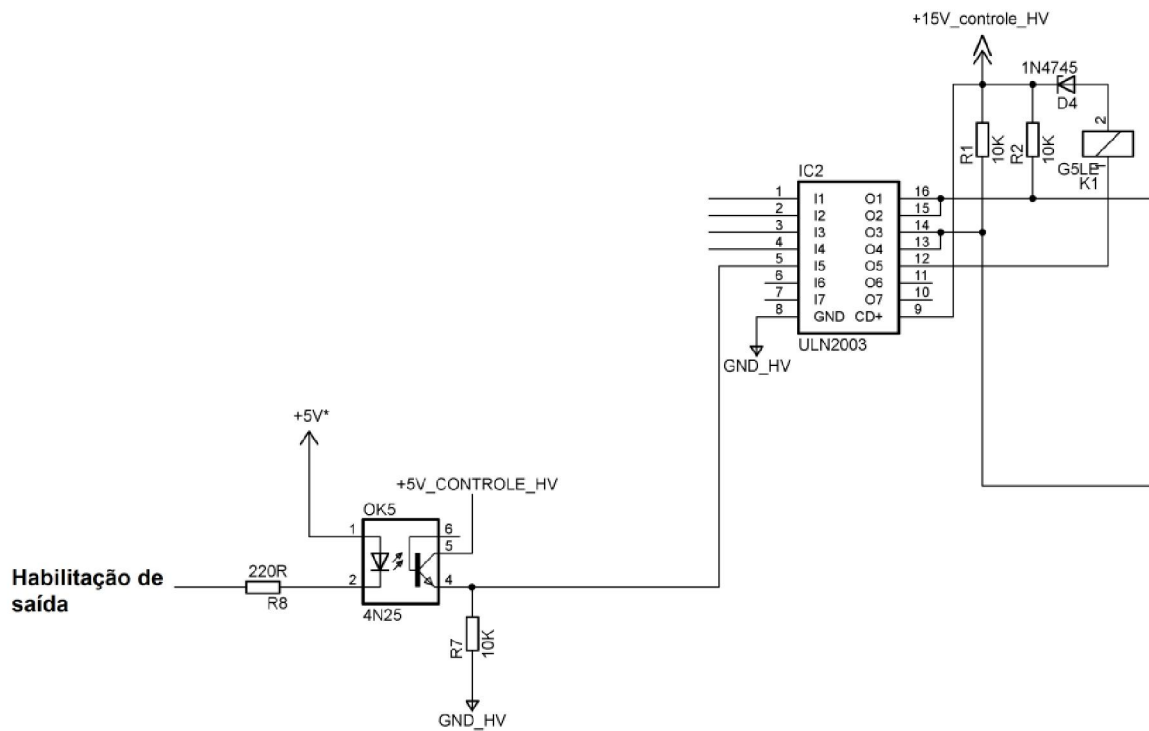


Figura 43. Circuito parcial do bloco de habilitação de saída.

### 3.9 PONTE H E DRIVER PARA PONTE H

A configuração da etapa de saída escolhida para o estimulador é a ponte H, bastante utilizada no controle de motores e em sistemas de áudio. O princípio de funcionamento é bastante simples: pode-se trocar a polaridade da carga (eletrodos) eletronicamente com a comutação de chaves estáticas que, neste trabalho, são transistores de potência do tipo MOSFET. Os transistores MOSFET foram escolhidos pela baixa dissipação de potência e por apresentarem resistência de comutação  $R_{DSon}$  muito baixa, além de alta velocidade de chaveamento. O diagrama em blocos da Figura 44 apresenta a composição básica da ponte H utilizada.



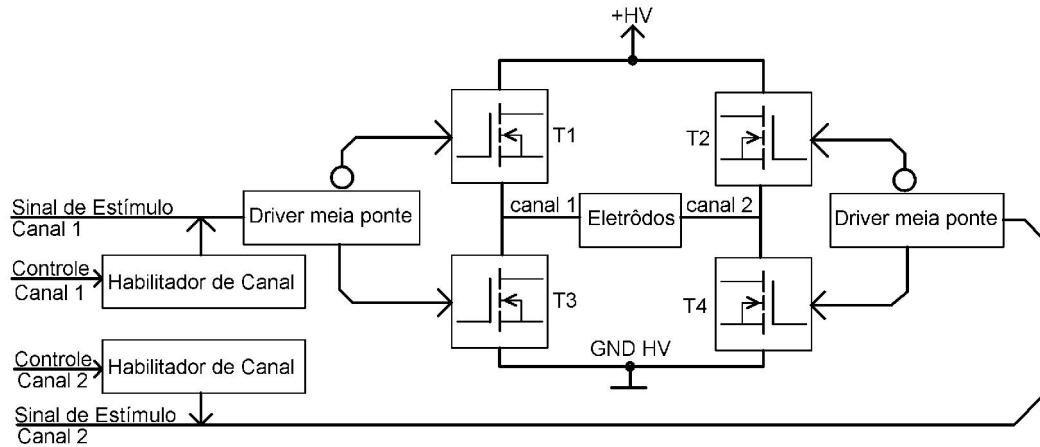


Figura 44. Composição básica da ponte H utilizada.

Como a meia ponte pode ser considerada um canal de estimulação monofásico, tem-se um sinal de estimulação e um de controle para cada canal. Por meio do controle independente de cada canal, pode-se obter várias possibilidades de acionamento das saídas, atendendo aos requisitos de permitir estímulos bifásicos e monofásicos. No diagrama em blocos da Figura 44, o bloco habilitador de canal possui a função de controlar a passagem do sinal de estímulo para o canal desejado.

Controlando a passagem deste sinal, pode-se criar até 16 combinações de acionamento, contudo algumas não representam ganho efetivo, pois apenas acabam repetindo efeitos eletrônicos de outras combinações. O esquema elétrico parcial da Figura 45 apresenta o circuito IC<sub>2</sub>, que é responsável em realizar a habilitação dos canais 1 e 2 do EE.

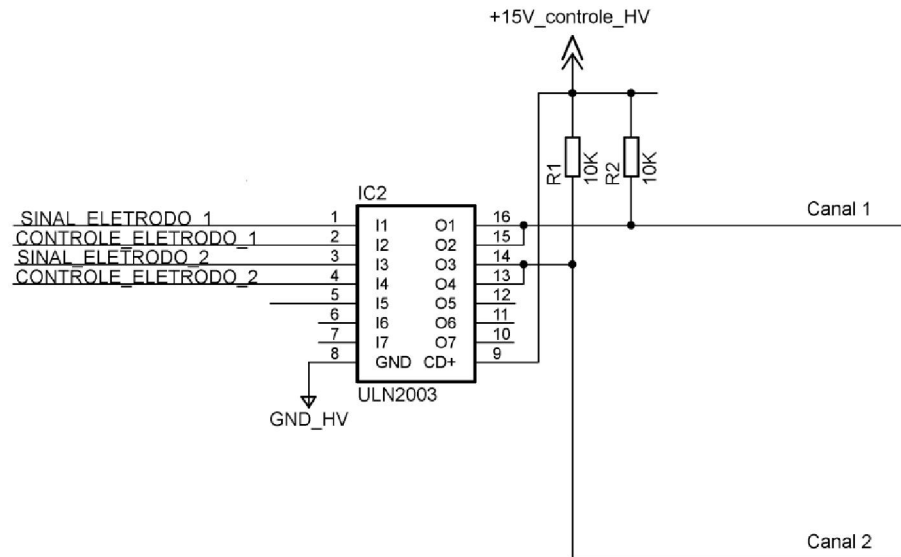


Figura 45. Circuito parcial com o IC2 que é responsável em realizar a habilitação dos canais 1 e 2 do EE.

A saída dos acopladores ópticos digitais  $OK_1$  e  $OK_2$  apresentados na Figura 31 operam em níveis TTL, ou seja, de 0 a 5 V faz-se necessária uma adaptação de níveis de tensão, pois os sinais CANAL 1 e CANAL 2 operam em 0 a 15 V.

A solução encontrada foi utilizar o circuito integrado ULN 2003, que opera como uma porta lógica inversora com saída em coletor aberto. Além da adaptação dos níveis de tensão, também possibilitou a conexão de duas de suas saídas juntas para realizar a função de habilitação do canal. Por exemplo: se o SINAL\_ELETRODO\_1 e CONTROLE\_ELETRODO\_1 estiverem em nível lógico 0, a saída 16 do IC<sub>2</sub> ficará em aberto, sendo levada a nível lógico 1 por meio do resistor R<sub>2</sub> que exerce a função de *pull-up*. Para que exista a mudança de estado lógico para zero, basta um dos sinais SINAL\_ELETRODO\_1 e CONTROLE\_ELETRODO\_1 serem comutados para o nível lógico 1. Este arranjo funciona como uma porta lógica *NOR*, possibilitando várias configurações.

A partir destas informações pode-se considerar que: quando a entrada de estímulo do canal 1 em nível lógico 1, o controle do canal 1 em nível lógico 0, a entrada de estímulo do canal 2 em nível lógico 0 e o controle do canal 2 em nível lógico 0, o eletrodo ligado ao canal 1 será conectada ao GND HV e o eletrodo ligado ao canal 2 será conectada em +HV, conforme a ilustração do diagrama da Figura 46.

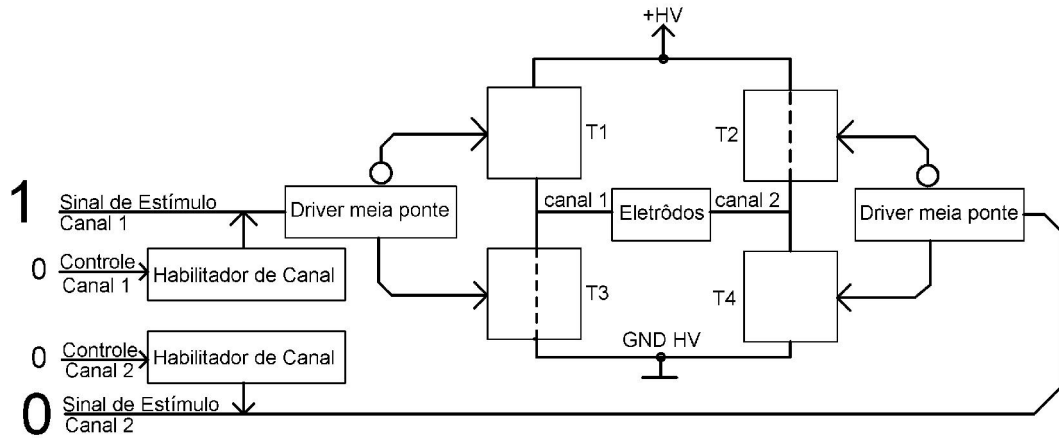


Figura 46. Diagrama em blocos da ponte H: Canal 1 em GND HV e canal 2 em +HV.

Em outra configuração, colocado a entrada de estímulo do canal 1 em nível lógico 0, o controle do canal 1 em nível lógico 0, a entrada de estímulo do canal 2 em nível lógico 0 e o controle do canal 2 em nível lógico 1, o eletrodo ligado ao canal 1 será conectado ao +HV e eletrodo ligado ao canal 2 será conectado em GND HV, conforme ilustra a Figura 47.

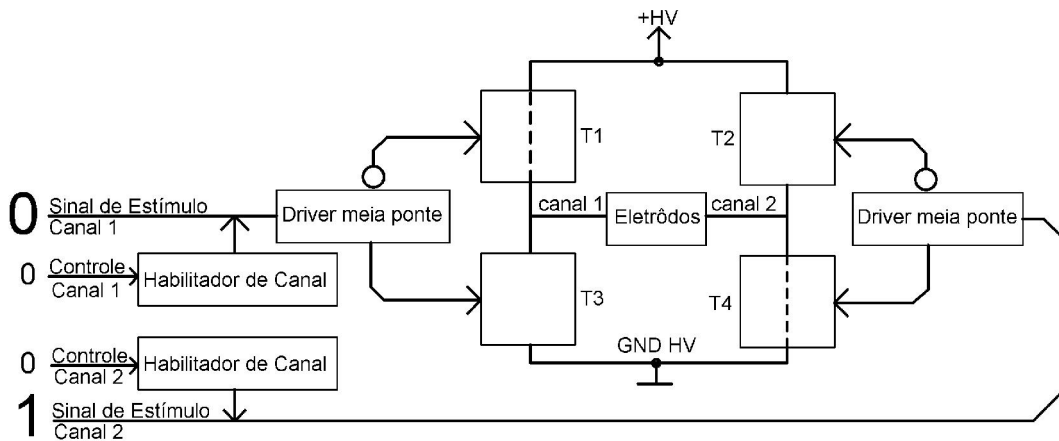


Figura 47. Diagrama em blocos da ponte H: Canal 1 em +HV e canal 2 em GND HV.

Considerando que todos os sinais de estímulo e de controle estão em nível lógico 0, os eletrodos dos canais 1 e 2 estarão conectados ao +HV, não fornecendo nenhuma corrente ou diferença de potencial pelos eletrodos. Esta condição pode ser visualizada na Figura 48.

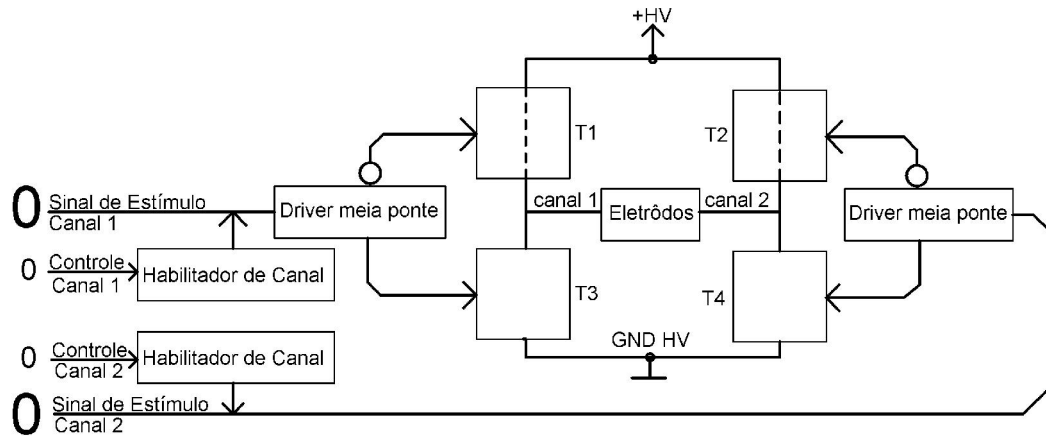


Figura 48. Eletrodos dos canais 1 e 2 estarão conectados ao +HV.

Da mesma forma, alterando a condição onde todos os sinais de estímulo para nível lógico 1 e os de controle para nível lógico 0, ambos os eletrodos serão, então, conectados ao ponto GND HV, conforme mostrado na Figura 49.

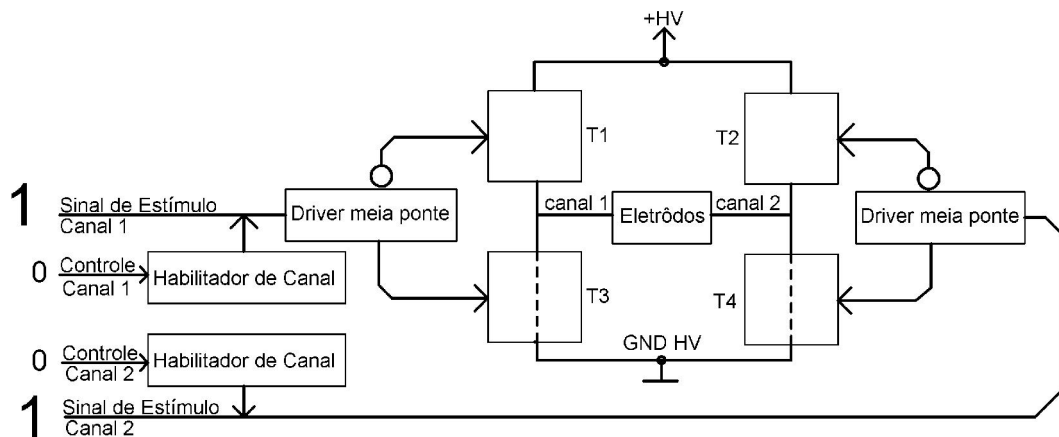


Figura 49. Eletrodos conectados o ponto GND HV.

Ao fornecer aos sinais de controle nível lógico 1, independente do estado lógico dos sinais estimulatórios, ambos os eletrodos serão novamente conectados o ponto GND HV, de acordo com a Figura 50.

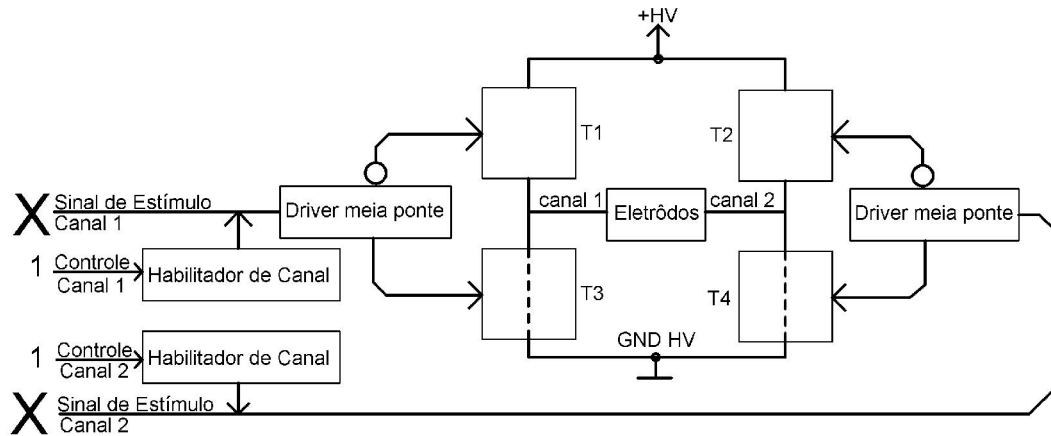


Figura 50. Eletrodos conectados o ponto GND HV - segundo método.

Na construção de uma ponte H, normalmente, são utilizados transistores em pares complementares, do tipo bipolar ou MOSFET, ou ainda, uma combinação destes. Em uma configuração onde os transistores não são complementares, há problemas técnicos, como por exemplo, o chaveamento parcial dos transistores de meia ponte, fazendo com que aqueçam e diminuam seu ciclo de operação e sua vida útil. No caso dos transistores de tecnologia construtiva MOSFET, a construção de uma ponte H com elementos de mesmo tipo somente é possível utilizando dois *drivers* de meia ponte.

No projeto desenvolvido para este trabalho foram utilizados transistores de potência do tipo MOSFET canal N do modelo IRF840. A escolha se deve por estes operarem em tensões contínuas de até 500 V, possuir uma resistência de comutação  $R_{DSon}$  pequena da ordem de 0,85  $\Omega$ , capacidade de condução de corrente de até 8 A, e tempo de comutação em torno de 50 ns.

Para garantir o correto acionamento dos transistores e extrair sua máxima condição de operação foram empregados dois *drivers* de meia ponte, IC<sub>3</sub> e IC<sub>4</sub>, para *MOSFETS*, o IR2111, apresentados no esquema elétrico da Figura 51. Este *driver* fornece o *dead time* entre o acionamento dos transistores da meia ponte, garantindo que as capacitâncias dos terminais de *gate* sejam descarregadas, prevenindo, assim, a ocorrência de um curto-circuito momentâneo. Este efeito ocorre durante a troca do controle dos transistores da meia ponte. Além de fornecer o correto acionamento para os transistores MOSFET canal N que operam longe da referência (Q<sub>1</sub> e Q<sub>3</sub>).

Para cada transistor, foi projetado um circuito de proteção para *gate*, como o descrito no bloco de chaveamento do ciclo-conversor no sub item 3.7. O esquema elétrico parcial da ponte H desenvolvida é apresentado na Figura 51.

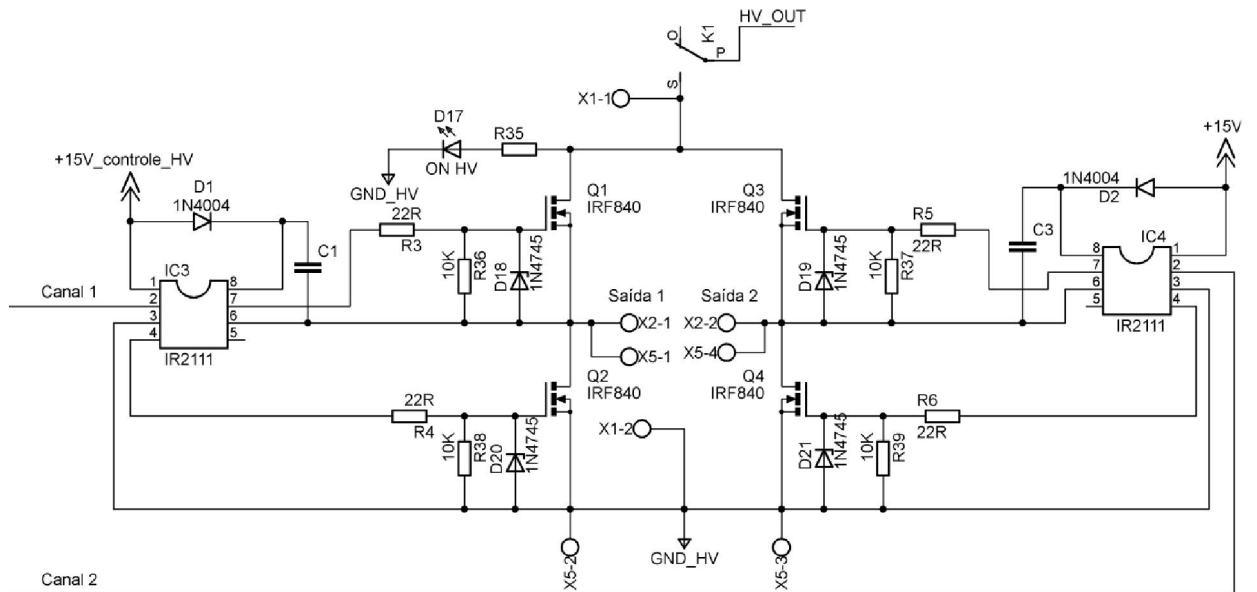


Figura 51. Esquema elétrico parcial da ponte H desenvolvida.

### 3.10 INTERFACE DE VISUALIZAÇÃO E CONTROLE

A comunicação com o microcontrolador utilizado como Controle Externo é serial. No início dos testes foi utilizado o software *HyperTerminal*, através do qual eram transmitidas as informações de configuração e parametrização do EE. Como o volume de informações de configuração é grande, optou-se em desenvolver uma interface gráfica que possibilitasse a parametrização de forma simples e permitisse a criação de padrões estimulatórios complexos com a visualização prévia do padrão gerado. A Figura 52 ilustra a tela da interface desenvolvida.

Na barra de ferramentas mostrada na Figura 53, são apresentados os itens: Arquivo e através do subitem sair é possível encerrar o programa.

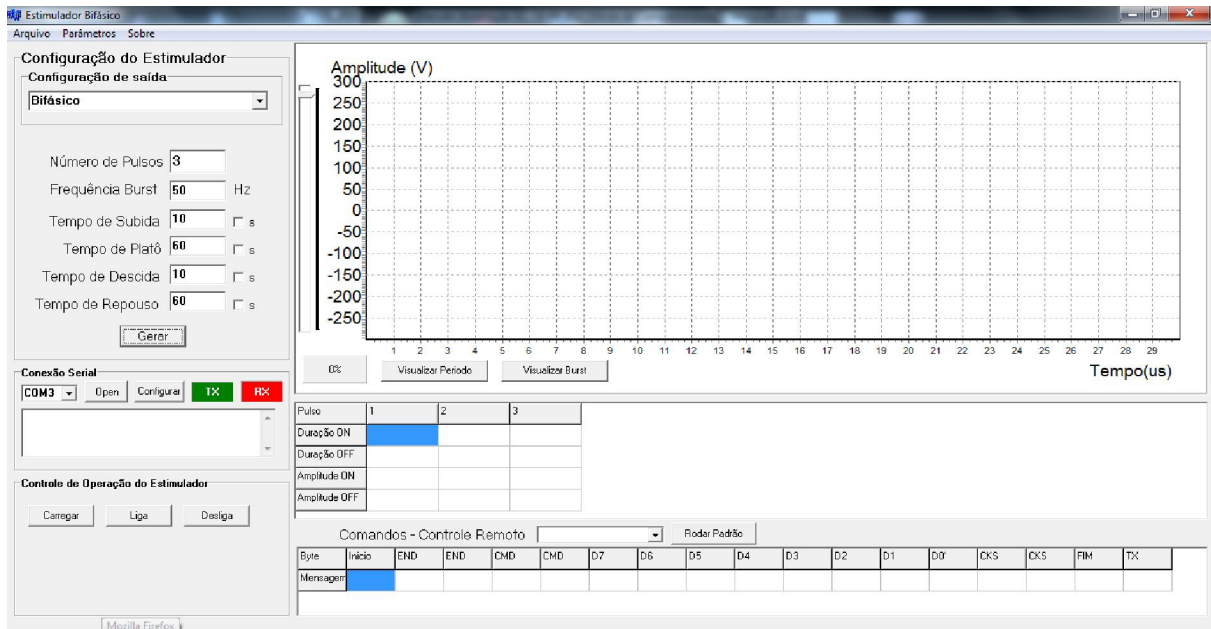


Figura 52. Tela da interface desenvolvida.

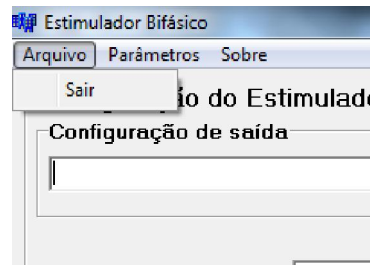


Figura 53. Barra de Ferramentas - Arquivo.

A Figura 54 mostra a opção Parâmetros da barra de ferramentas, pela qual é possível ter acesso aos itens de parametrização e funções especiais, como:

- (1) alimentação de 12 V e 15 V: como o estimulador pode ser alimentado com uma tensão que pode variar entre 12 e 24 V, o ajuste deste parâmetro é utilizado para recalculer o valor do degrau do conversor DA. Por padrão, ao ser iniciado, o *software* ajusta esta opção automaticamente para 12 V. Ao ser acionado este item, uma mensagem de confirmação é gerada, que pode ser visualizada na Figura 55 (a) e (b), respectivamente;
- (2) leitura analógica: o acionamento deste subitem abre uma nova janela de captura das entradas analógicas do microcontrolador, possibilitando a verificação do valor das entradas

analógicas do microcontrolador. Uma nova janela será aberta para esta opção, que pode ser visualizada nas Figuras 56 e 57;

(3) controle de amplitude pelo painel: ao ser acionado este item, o controle da amplitude da saída será realizado pelo potenciômetro de ajuste do painel do EE. A informação de confirmação é apresentada por meio de uma mensagem que pode ser visualizada na Figura 58;

(4) controle de amplitude externo canal 1: esta opção permite que um sinal externo com variação de 0 a 5 V seja utilizado para controlar a amplitude de saída do EE. Como forma de confirmação do comando uma mensagem é apresentada e pode ser visualizada na Figura 59;

(5) controle de amplitude DA: este subitem coloca o bloco de controle de amplitude na configuração padrão que é o controle de amplitude sendo realizado pelo conversor DA. A Figura 60 apresenta a mensagem de confirmação do comando.

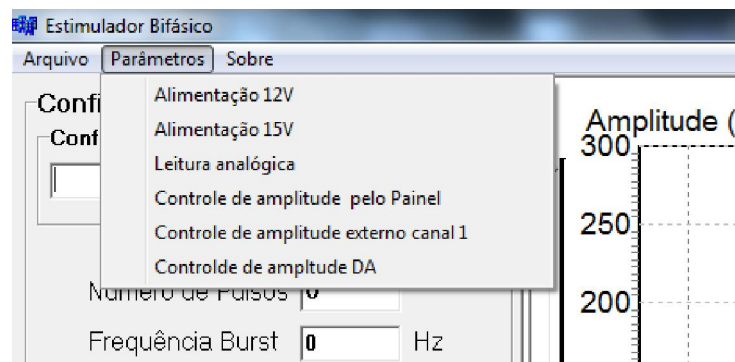


Figura 54. Opção Parâmetros da barra de ferramentas.

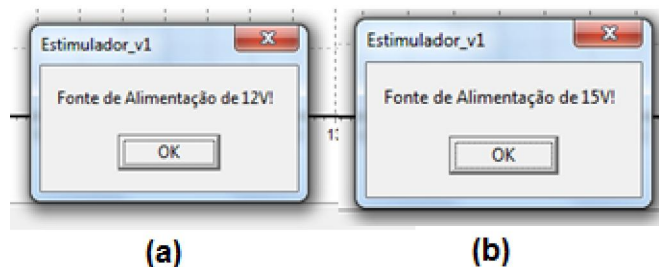


Figura 55. Mensagens de confirmação: (a) do parâmetro de 12 V; (b) do parâmetro de 15 V.

O microcontrolador utilizado possui oito canais analógicos que podem ser selecionados para leitura através do subitem Leitura Analógica, por meio de uma caixa de



seleção, na qual realiza-se a escolha do canal a ser lido. Na Figura 56, mostra-se a tela de Captura das Entradas Analógicas, e na Figura 57 as opções para escolha do canal desejado.

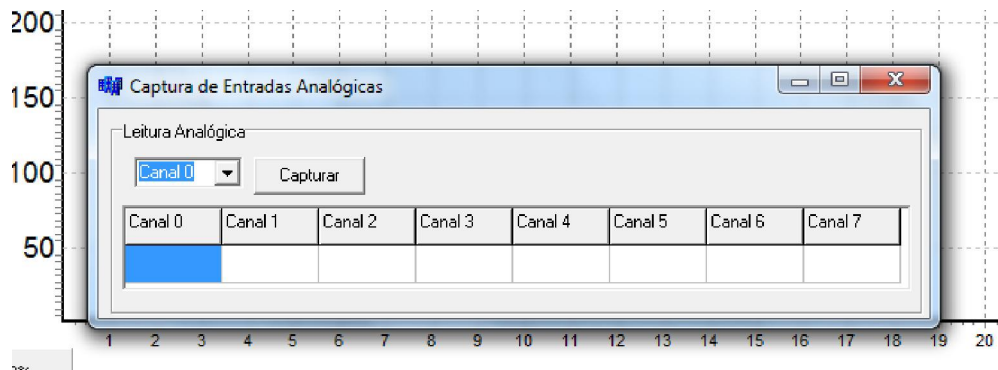


Figura 56. Tela de Captura das Entradas Analógicas.

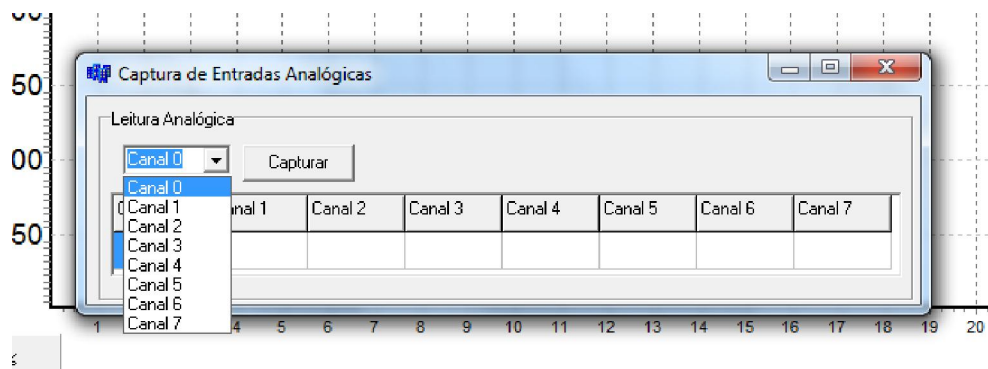


Figura 57. Tela de opções para escolha do canal desejado.

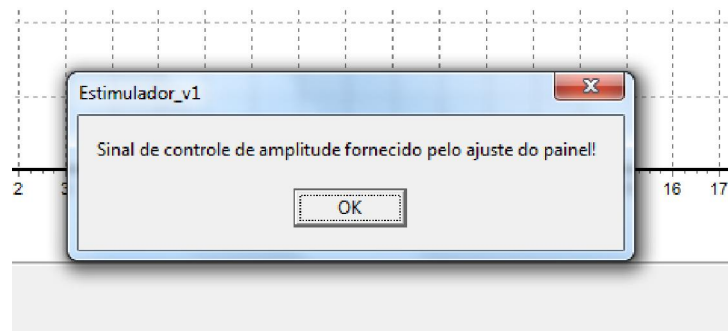


Figura 58. Mensagem de confirmação do parâmetro de Ajuste de amplitude pelo Painel.

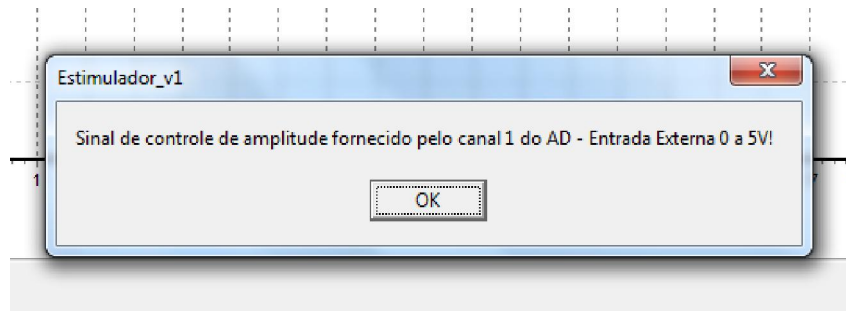


Figura 59. Mensagem de confirmação do parâmetro de Ajuste de amplitude pela entrada Externa.

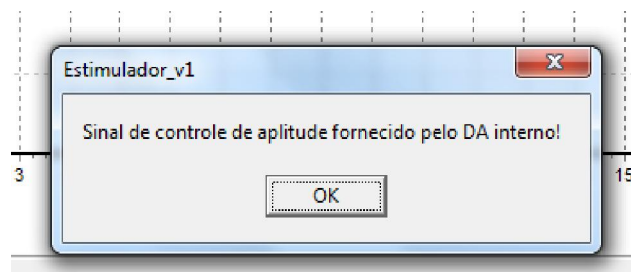


Figura 60. Mensagem de confirmação do parâmetro de Ajuste de amplitude pelo conversor DA.

Na área de configuração de saída, é possível determinar o funcionamento do EE em relação ao tipo de estímulo da saída e, como opções, tem-se: Bifásico; Monofásico Catódico; Monofásico Anódico; CH1 Monofásico e CH2 Desligado; CH1 Desligado e CH2 Monofásico; CH1 e CH2 Monofásicos. A Figura 61 ilustra a tela com os itens de seleção disponíveis.

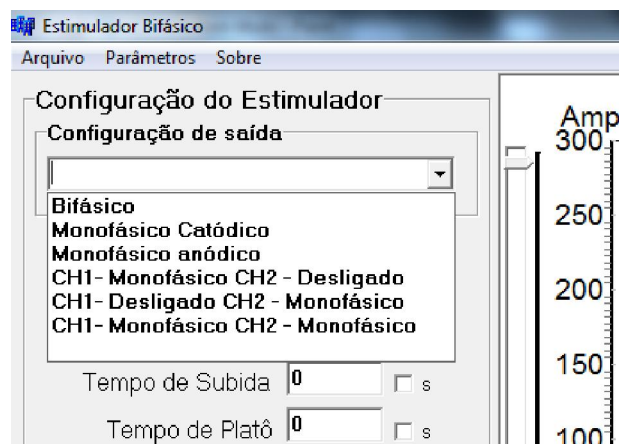


Figura 61. Itens de seleção do tipo de saída do EE.

Após a escolha do tipo de saída realizada o próximo passo é a configuração dos parâmetros de estimulação através das caixas de edição apresentadas na Figura 62:

- (1) número de pulsos do Burst: de 1 a 10 pulsos;
- (2) frequência do Burst: 13 a 1000 Hz;
- (3) tempo de subida: 0 a 60 s com o *checkbox* desligado, ou de 0 a 10 min com o *checkbox* acionado;
- (4) tempo de platô (duração da estimulação) : 0 a 60 s com o *checkbox* desligado, ou de 0 a 10 min com o *checkbox* acionado;
- (5) tempo de descida: 0 a 60 s com o *checkbox* desligado, ou de 0 a 10 min com o *checkbox* acionado;
- (6) tempo de repouso: 0 a 60 s com o *checkbox* desligado, ou de 0 a 10 min com o *checkbox* acionado;

Após estas configurações, ativando o botão Gerar será liberada a área geral de configuração individual dos pulsos, apresentada na Figura 62.

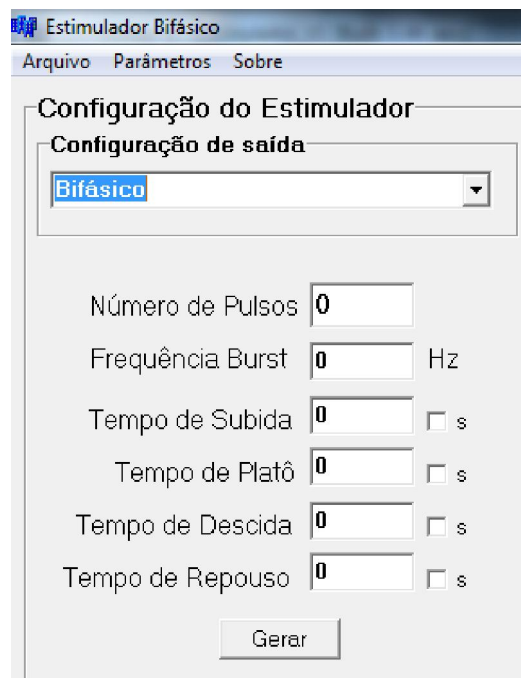


Figura 62. Caixas de edição dos parâmetros de operação.

Ao ser selecionado o item Bifásico na área de seleção de saída, haverá uma mudança na tela de representação dos pulsos mostrando agora os novos limites de amplitude que são de  $\pm 300$  V. A Figura 63 apresenta a nova tela de visualização dos estímulos de saída. Por meio

desta tela é possível ver como será o estímulo programado, podendo ser observado de duas formas diferentes, uma visualizando o período e outra o *burst*. Clicando com o botão do *mouse* dentro desta área é possível ligar e desligar a visualização do valor de amplitude de cada pulso, como é ilustrado na Figura 64. Por intermédio do controle deslizante do canto direito é possível alterar a amplitude durante a operação.

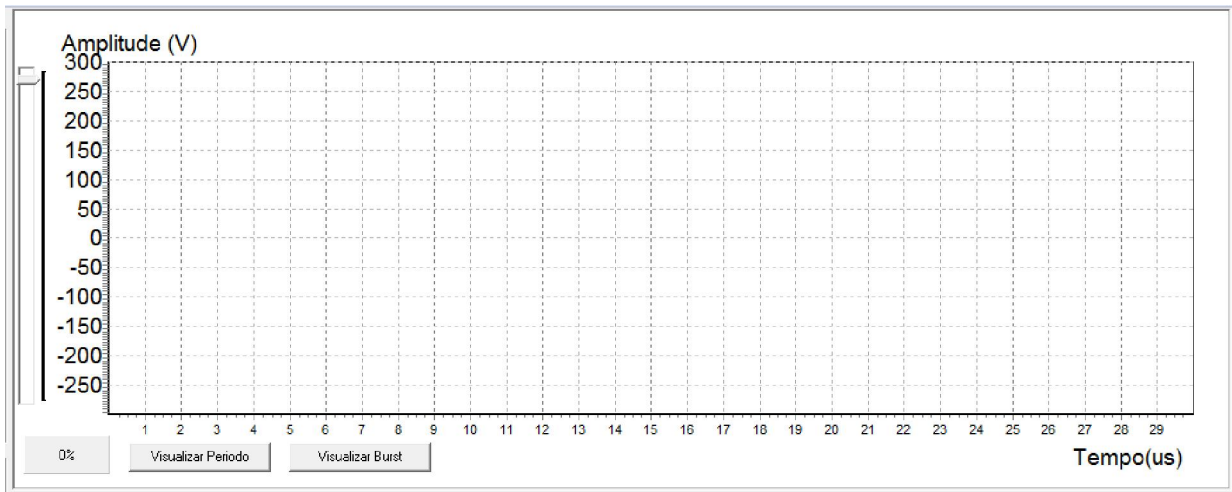


Figura 63. Tela de visualização dos estímulos: novos limites de operação para a amplitude de saída.

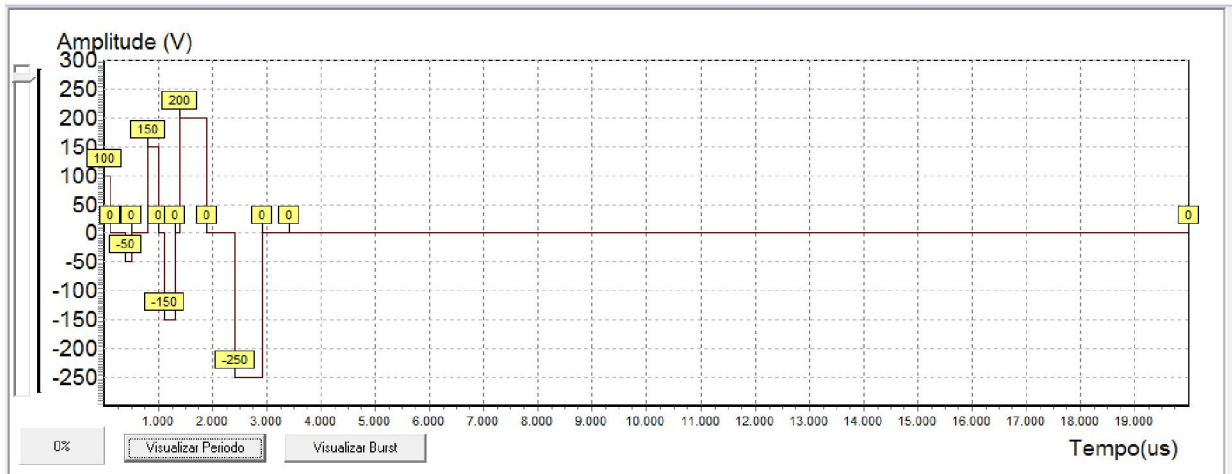


Figura 64. Visualização dos valores de amplitude de cada pulso.

Pela conexão serial apresentada na Figura 65, é possível realizar a seleção da porta serial de saída, iniciar a conexão pelo botão *Open*, configurar os parâmetros da porta de comunicação serial, como pode ser visualizado na Figura 66. Os indicadores luminosos TX e RX apresentam o estado lógico durante a transmissão ou recepção de dados.



Figura 65. Área de Conexão Serial.

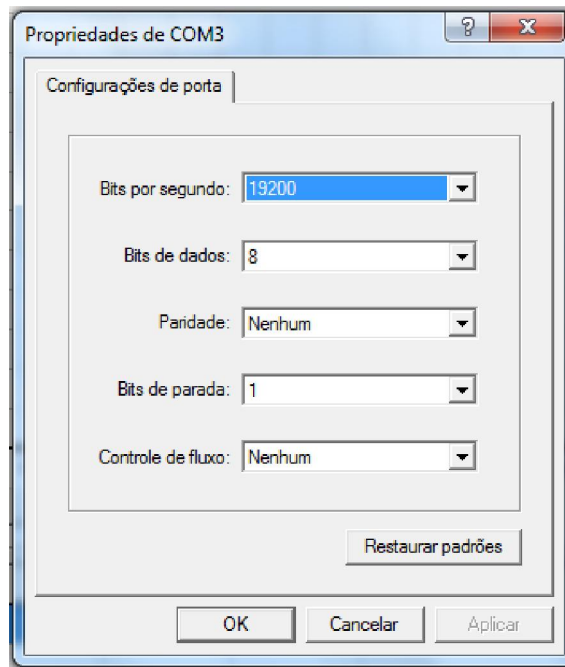


Figura 66. Parâmetros de configuração da porta de comunicação serial.

O carregamento, a habilitação e o desligamento do estimulador são efetuados com os botões: Controle de Operação do Estimulador, conforme ilustrados na Figura 67.

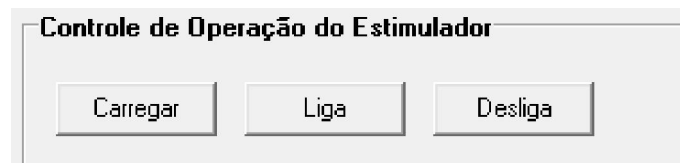


Figura 67. Teclas de controle do EE.

Após configurar e visualizar o padrão estimulatório desenvolvido, a transferência dos parâmetros é realizada pelo acionamento do botão Carregar. Assim que for recebida a confirmação de término de carregamento, é possível rodar o padrão via botão Ligar. O botão

Desligar interrompe o padrão que está rodando e coloca o estimulador pronto para receber nova configuração ou iniciar novamente o padrão carregado.

Na Figura 68, apresenta-se a imagem da tabela dinâmica que é criada para configuração dos pulsos estimulatórios. Esta tabela tem suas colunas alteradas conforme a programação do número de pulsos que se deseja, no mínimo 1 e no máximo 10. No exemplo da imagem foram programados 3 pulsos bifásicos com os seguintes parâmetros: Duração ON (Tempo ativo do ciclo) em  $\mu$ s; Duração OFF (Tempo desligado do ciclo) em  $\mu$ s; Amplitude ON (Tensão do ciclo ativo) em volts; Amplitude OFF (Tensão do ciclo desligado) em volts.

| Pulso         | 1   | 2    | 3    |
|---------------|-----|------|------|
| Duração ON    | 100 | 200  | 500  |
| Duração OFF   | 300 | 100  | 500  |
| Amplitude ON  | 100 | 150  | 200  |
| Amplitude OFF | -50 | -150 | -250 |

Figura 68. Tabela dinâmica de configuração dos estímulos.

Para verificação do protocolo de comunicação foi desenvolvida uma tela que apresenta uma caixa de seleção com as funções implementadas no protocolo, assim como o pacote que está sendo montado para ser transmitido. Na imagem apresentada na Figura 69 tem-se a tabela que representa o pacote de comunicação com os campos preenchidos para o comando CA: controle de amplitude. Na Figura 70 são apresentadas as opções da caixa de seleção das funções do protocolo de comunicação.

| Comandos - Controle Remoto |        | Rodar Padrão |     |     |     |    |    |    |    |    |    |    |     |     |     |     |    |  |
|----------------------------|--------|--------------|-----|-----|-----|----|----|----|----|----|----|----|-----|-----|-----|-----|----|--|
| Byte                       | Início | END          | END | CMD | CMD | D7 | D6 | D5 | D4 | D3 | D2 | D1 | D0' | CKS | CKS | FIM | TX |  |
| Mensagem                   | %      | 0            | 1   | C   | A   | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 1   | 2   | 7   |     |    |  |

Figura 69. Tela de verificação do protocolo de comunicação.

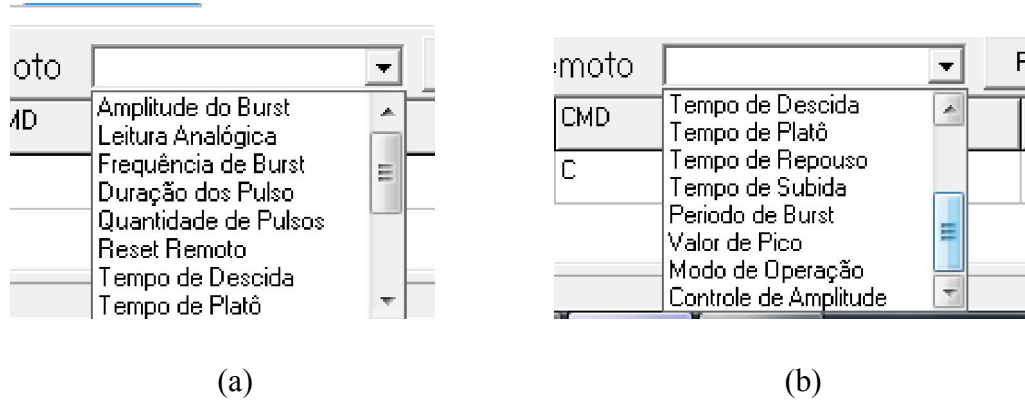


Figura 70. Caixa de seleção das funções do protocolo de comunicação: (a) começo da lista; (b) continuação.

Há duas maneiras de visualizar o pacote de estimulação: após a configuração dos parâmetros dos pulsos e ao ser pressionado o botão Visualizar Período, será apresentada na área de forma de onda de saída a visualização do período do *burst* como pode ser comprovado na Figura 71.



Figura 71. Exemplo de configuração de estímulo com visualização de período do *burst*.

A segunda forma de apresentação da forma de onda de saída é a visualização do *burst* que será disponibilizada no acionamento do botão Visualizar Burst. Ao acionar este botão será, então, alterado o gráfico de saída para apresentar agora o formato do *burst*, como pode ser visto na Figura 72.



Figura 72. Exemplo de configuração de estímulo com visualização do *burst*.

Na configuração utilizada na Figura 72, foram programados três pulsos bifásicos com amplitudes diferentes para cada um, podendo assumir valores iguais quando simétrica e diferente quando assimétricas. O *software* da interface não faz distinção deste parâmetro, simplesmente transmite os valores configurados na tabela dinâmica de configuração de estímulos que é preenchida pelo usuário com os valores desejados por ele.

Para transmitir ao microcontrolador, são gerados pacotes com informação de cada pulso, onde são informados os tempos de duração dos ciclos ligado e desligado. Nas figuras 73, 74 e 75, são mostradas as imagens da tabela de verificação de protocolo, que é montada com as informações definindo o pulso.

| Comandos - Controle Remoto |        |     |     |     |     |    |    |    |    |    |    |    |    |     |     |     |    |
|----------------------------|--------|-----|-----|-----|-----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|-----|-----|----|
| Duração dos Pulsos         |        |     |     |     |     |    |    |    |    |    |    |    |    |     |     |     |    |
| Pulso                      | Início | END | END | CMD | CMD | D7 | D6 | D5 | D4 | D3 | D2 | D1 | D0 | CKS | CKS | FIM | TX |
| 0                          | %      | 0   | 1   | D   | P   | 0  | 0  | 1  | 0  | 0  | 1  | 0  | 0  | 3   | 0   |     |    |
| 0                          | %      | 0   | 1   | D   | P   | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 3  | 0  | 0  | 3   | 3   |     |    |

Figura 73. Tabela de visualização do protocolo: Duração do Pulso 0 (pulso 1).



| Pulso | Início | END | END | CMD | CMD | D7 | D6 | D5 | D4 | D3 | D2 | D1 | D0 | CKS | CKS | FIM | TX |
|-------|--------|-----|-----|-----|-----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|-----|-----|----|
| 1     | %      | 0   | 1   | D   | P   | 0  | 1  | 1  | 0  | 0  | 2  | 0  | 0  | 3   | 2   |     |    |
| 1     | %      | 0   | 1   | D   | P   | 0  | 1  | 0  | 0  | 0  | 1  | 0  | 0  | 3   | 0   |     |    |

Figura 74. Tabela de visualização do protocolo: Duração do Pulso 1 (pulso 2).

| Pulso | Início | END | END | CMD | CMD | D7 | D6 | D5 | D4 | D3 | D2 | D1 | D0 | CKS | CKS | FIM | TX |
|-------|--------|-----|-----|-----|-----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|-----|-----|----|
| 2     | %      | 0   | 1   | D   | P   | 0  | 2  | 1  | 0  | 0  | 5  | 0  | 0  | 3   | 6   |     |    |
| 2     | %      | 0   | 1   | D   | P   | 0  | 2  | 0  | 0  | 0  | 5  | 0  | 0  | 3   | 7   |     |    |

Figura 75. Tabela de visualização do protocolo: Duração do Pulso 2 (pulso 3).

Com a função Amplitude do *Burst* (AB) do protocolo de comunicação é possível ajustar a amplitude geral do *burst*, controlando de 0 até a tensão programada para cada pulso, ou seja, esta função respeita os ajustes individuais de amplitude de cada pulso. A Figura 76 apresenta a imagem da tabela de visualização de protocolo com o comando de ajuste da amplitude de *burst*. Este valor varia de 0 a 100%.

| Byte | Início | END | END | CMD | CMD | D7 | D6 | D5 | D4 | D3 | D2 | D1 | D0 | CKS | CKS | FIM | TX |
|------|--------|-----|-----|-----|-----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|-----|-----|----|
| MSG  | %      | 0   | 1   | A   | B   | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 1  | 0  | 0  | 2   | 6   |     |    |

Figura 76. Tabela de visualização do protocolo: Ajuste de Amplitude do *burst*.

### 3.11 TESTES

A verificação do funcionamento dos módulos do EE pode ser verificada por meio dos testes descritos nesta seção sendo sequencialmente apresentados quanto sua necessidade de implementação. Iniciou-se as avaliações pelo ciclo-conversor CC-CC, sendo este responsável em gerar a alta tensão e as tensões de controle. Com as tensões disponíveis, foram realizados diversos testes da ponte H e seus circuitos de controle de meia ponte e de amplitude, passando pelos procedimentos de avaliação da isolação elétrica realizada pelos acopladores ópticos. Por

fim, o microcontrolador programado foi integrado aos módulos e à interface gráfica de controle e configuração.

### **3.11.1 Ciclo-conversor CC-CC**

A partir do projeto eletrônico do ciclo-conversor CC-CC sem isolamento no elo de realimentação, foram desenvolvidos os testes para ajustar a frequência de saída procurando a melhor faixa e o menor consumo de corrente para o transformador desenvolvido, utilizando cargas para teste: um resistor de 1 k $\Omega$  e uma lâmpada de 220 V de 60 W com uma resistência interna do filamento de aproximadamente 806  $\Omega$ , considerando que esta é uma resistência de alta potência e baixo custo que permite além da verificação da potência fornecida pelo conversor, uma verificação visual do comportamento do funcionamento do ciclo-conversor.

#### ***Elo de realimentação isolado***

Após os testes do circuito do ciclo-conversor CC-CC operando com o elo de realimentação sem isolamento, foram estudados dois métodos de isolamento elétrica, um baseado em um enrolamento de *feedback* no transformador, que é uma técnica muito utilizada, e o outro utilizando acoplamento óptico. Como o espaço no núcleo do transformador estava limitado dificultando a presença de mais um enrolamento, optou-se pela isolamento elétrica por meio de um acoplador óptico. Foram montadas duas configurações para avaliação do desempenho, uma utilizando um circuito popular baseado no componente TL431, que é um *shunt* programável, e outra utilizando diodos zener para reduzir a tensão sobre o diodo emissor do acoplador óptico, que possui um custo menor.

### **3.11.2 Ponte H**

Após a escolha dos transistores MOSFETs para a ponte H, foi montado o circuito da ponte H apresentado nesta dissertação, pois esta configuração já era de domínio do autor, com a diferença de que operava em tensões menores e correntes maiores.

Com a carga de 1 k $\Omega$  conectada à saída da ponte H, foram gerados pulsos de estímulos com duração de 500  $\mu$ s de tempo ativo e 500 $\mu$ s de tempo desligado e frequência de *burst* de 50 Hz. A alimentação da ponte H nos primeiros testes foi fornecida por seis fontes de laboratório configuradas em série, cada uma fornecendo no máximo 30 V em suas saídas; com isso, pode-se comprovar o comportamento da ponte H em uma tensão com limite máximo de 180 V.

### ***Controle de amplitude***

O controle de amplitude foi uma etapa que tomou bastante tempo, principalmente para encontrar no mercado local transistores que suportassem a alta tensão de saída. Após a escolha dos transistores bipolares desta etapa, sua montagem não ofereceu dificuldades, pois é uma configuração popular de etapa de saída de fontes lineares reguladas com transistores operando em configuração darlington.

### **3.11.3 Acoplamento óptico**

Como todo o controle de amplitude é realizado de forma isolada, foi necessário que o conversor D/A operasse em mesma referência que a saída da ponte H. Para isso, a tensão de alimentação de 5 V para os acopladores ópticos digitais e para o conversor DA é fornecida por um regulador LM7805 a partir do regulador de tensão LM7815 de 15 V que alimenta os *drives* e meia ponte.

### **3.11.4 *Firmware* do microcontrolador**

Durante os primeiros testes dos módulos e etapas foram desenvolvidos diversos *firmwares* para o microcontrolador responsável em gerenciar o EE. Primeiramente, só gerando as sequências de acionamento necessárias para o controle de acionamento da ponte H. Após a verificação do funcionamento de sua lógica de controle, o próximo passo foi controlar o conversor DA para criar as funções de acionamento e configuração do

componente. Todos os testes desta etapa foram realizados utilizando um *software* de comunicação serial *HyperTerminal*.

### **3.11.5 Integração dos módulos**

A integração ocorreu à medida que os módulos foram sendo testados separadamente, o que facilitou bastante esta etapa, pois em alguns casos era necessário que alguns módulos estivessem prontos para testar os próximos.

### **3.11.6 Interface de visualização e controle**

A interface de alto nível foi desenvolvida em linguagem C++ utilizando o programa compilador Builder 6 com o módulo de comunicação serial COMPORT instalado. O ambiente foi criado com o intuito de possibilitar a criação de um esboço da forma de onda de saída, onde os campos de dados de parametrização fossem de fácil acesso e simples de operar, permitindo a comunicação com o EE. Foi criado, então, um protocolo de comunicação desenvolvido para este fim, com campos específicos e necessários para a configuração do EE.

### **3.11.7 Validação do estimulador**

A verificação do controle e do ambiente foi realizada em conjunto com os testes de integração; entretanto, a validação foi realizada *in vitro* utilizando uma carga resistiva e um osciloscópio Tektronix TDS1002, onde foram parametrizadas algumas formas de onda observadas graficamente, sendo reproduzidas na saída do EE.

Duas coletas *in vivo* foram efetuadas para verificar o comportamento do dispositivo, fornecendo, primeiramente formas de onda monofásicas e, depois, bifásicas.

## 4 RESULTADOS

Neste capítulo, serão apresentados os resultados obtidos durante os testes de cada módulo do EE desenvolvido, iniciando pela geração de alta tensão feita pelo ciclo conversor CC-CC, ponte H e circuitos envolvidos no controle de amplitude, isolamento elétrica através de acoplamento óptico, *firmware* do microcontrolador responsável pelo gerenciamento do EE, interface gráfica de visualização e controle, integração dos módulos, finalizando pelos ensaios de validação.

### 4.1 CICLO-CONVERSOR CC-CC

Para realizar esta etapa foi necessária a construção de um enrolador de transformador, de modo a facilitar o enrolamento do transformador do ciclo-conversor CC-CC. As imagens do aparelho estão disponíveis no Apêndice A.

Como o material utilizado para a confecção do transformador foi o que estava disponível no mercado local, não se tinha especificações técnicas sobre o tipo de material construtivo do núcleo de ferrite escolhido para a etapa de alimentação como: se é grão orientado, faixa de frequência, *gap*, entre outros, causando problemas como, por exemplo, encontrar o carretel de plástico compatível com as partes de ferrite.

Após resolvidos esses problemas e com o transformador enrolado, iniciou-se os testes descritos no item 3.11.1 obtendo os seguintes resultados:

- (1) tensão de entrada: 12 a 24 V; com 12 V a tensão máxima de saída fica em 220 V e acima de 15 V chega a 300 V.
- (2) consumo de corrente: em operação de 600 mA a 1,5 A dependendo das configurações de pulsos criados e da carga aplicada. Em repouso o sistema todo consome 30 mA.

Na Figura 77, é apresentado o resultado do teste realizado com uma lâmpada de 220V/60 W como carga. Nesta condição, o ciclo-conversor foi alimentado com 12 V e o consumo de corrente foi de 2,76 A, mantendo em sua saída 152 V e uma corrente de 188 mA.

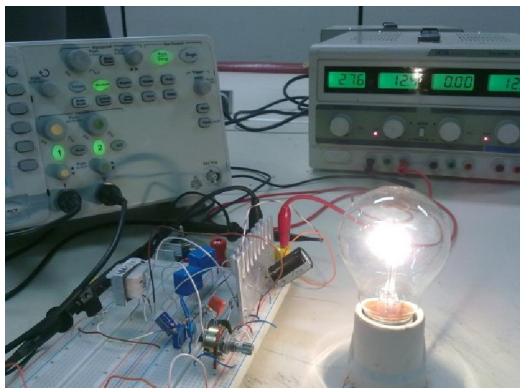


Figura 77. Teste do ciclo-conversor com uma lâmpada de 220V/60 W .

Nesses testes, o ciclo-conversor ainda não operava com o elo de realimentação isolado, ou seja, a tensão de saída ainda estava com a mesma referência que a tensão de alimentação do circuito de chaveamento.

O melhor desempenho foi o do circuito apresentado neste trabalho, utilizando diodos zener para reduzir a tensão sobre o diodo emissor do acoplador óptico. Seu funcionamento pode ser comprovado aumentando a tensão de alimentação do ciclo-conversor de 12 até 24 V. Este procedimento força o transformador de chaveamento a aumentar sua saída de alta tensão para acima de 300 V. Entretanto, a corrente do LED emissor aumenta, aumentando a iluminação da base do fototransistor que está ligado às entradas do amplificador de erro do controlador de PWM do ciclo-conversor CC-CC, fazendo com que o ciclo de trabalho dos transistores de chaveamento diminua, reduzindo, por conseguinte, a tensão de saída do transformador de chaveamento para mantê-la no máximo em 300 V.

Este resultado pode ser visualizado com o osciloscópio conectado à saída de alta tensão do ciclo-conversor CC-CC, onde é possível perceber o *ripple* causado pela diminuição do ciclo de trabalho dos transistores.

## 4.2 PONTE H E CONTROLE DE AMPLITUDE

A ponte H foi montada em uma placa padrão para facilitar os testes iniciais, depois de verificado seu comportamento inicial com uma tensão variável de até 180 V, passou a ser montada em um *proto-board*, tendo em vista que não houve dissipação de calor pelos transistores IRF840 utilizados na ponte H. A montagem pode ser visualizada na Figura 78.

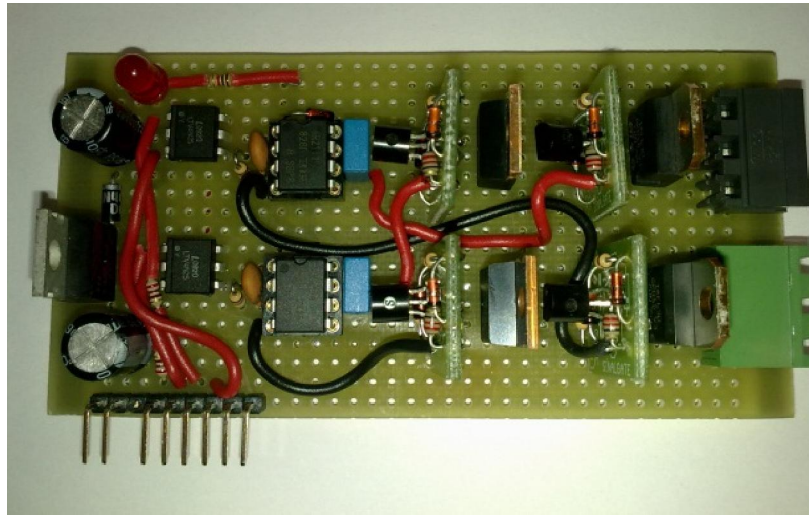


Figura 78. Ponte H montada para teste.

Ao iniciar os testes com a ponte H, foram utilizados dois canais de PWM do microcontrolador que estava configurado para gerar uma frequência de 19,53 kHz capaz de excitar ponte H. Ao inserir os sinais de PWM um em cada entrada de estímulo da ponte H foi possível verificar o seu comportamento frente à variação do tipo de sinal entregue em suas entradas. A Figura 79 ilustra o comportamento da saída da ponte H em configuração bifásica com uma tensão de 290 V de saída. Já a Figura 80 apresenta o resultado dos testes para uma configuração monofásica, onde foi utilizado apenas um sinal PWM.

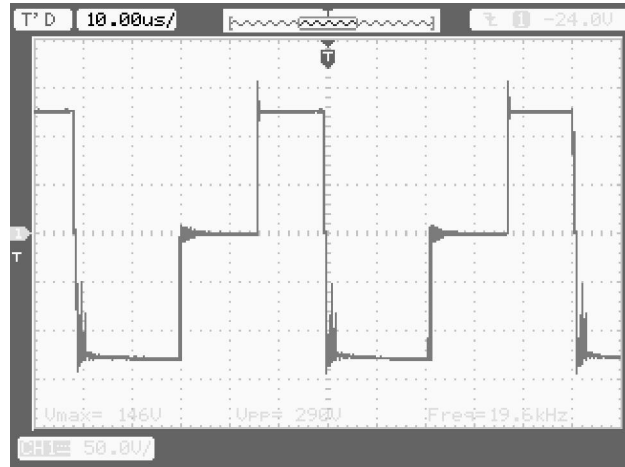


Figura 79. Primeiros testes com a ponte H em configuração bifásica.

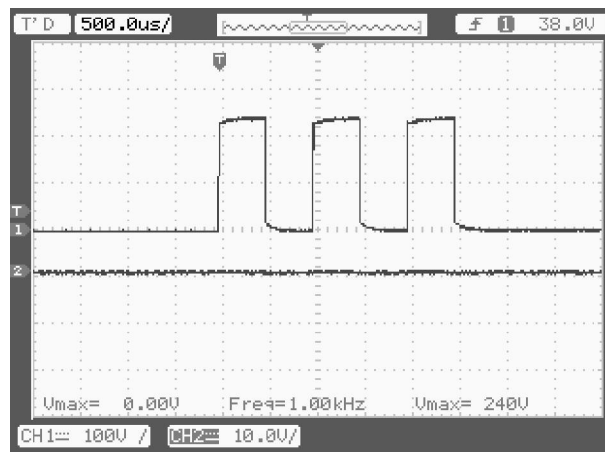


Figura 80. Primeiros testes com a ponte H em configuração monofásica com frequência de 1 kHz.

Alterando o limitador de tensão do elo de realimentação foi possível efetuar um teste de operação da ponte H com tensão de 364 V, com pulsos monofásicos, o que permitiu inferir que em uma configuração bifásica esta tensão de saída chegaria a 728 V, demonstrando a robustez da etapa de saída desenvolvida. Este teste pode ser visualizado na Figura 81.



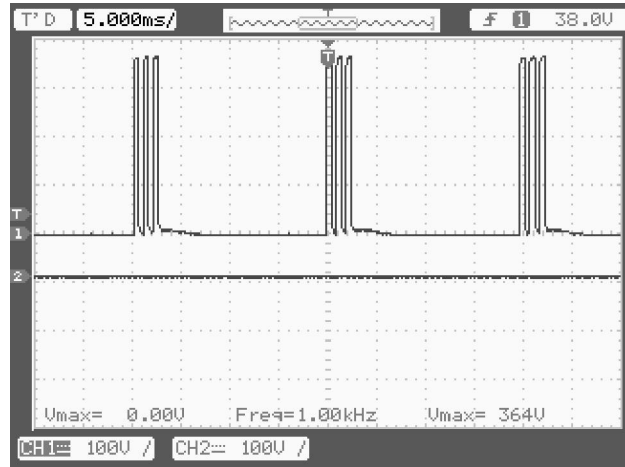


Figura 81. Amplitude máxima com a ponte H em configuração monofásica com frequência de 1 KHz.

Embora o controle de amplitude não tenha apresentado grandes dificuldades em seu desenvolvimento, a escolha dos transistores e a forma de acionamento consumiram bastante tempo. No início, o controle de amplitude estava sendo realizado no primário do transformador de chaveamento; com isso, obtinha-se uma facilidade muito grande no controle da amplitude, tendo em vista que não seria necessário o isolamento do conversor D/A nem tão pouco o projeto de um espelho de tensão. Entretanto, esta técnica de controle apresentou alguns problemas quando da velocidade de troca de valores de amplitude, pois os capacitores de saída do retificador de alta tensão e do controle de amplitude não permitiam trocas rápidas de valores, o que impossibilitaria um sistema com amplitude diferenciada para cada pulsos.

Foi, então, estudada a mudança do circuito de controle de amplitude em conjunto com o conversor DA para operar diretamente com a alta tensão e, com isso, todos os sinais de controle deveriam ser isolados. Após as alterações no projeto e a escolha dos novos transistores para controle de amplitude foram realizados os testes e pode-se comprovar que é a melhor solução para a criação de um EE com amplitudes diferentes para cada pulso. A Figura 82 apresenta a resposta da alternativa escolhida para este trabalho, que permite a criação de amplitudes diferentes para cada pulso da forma de onda criada.

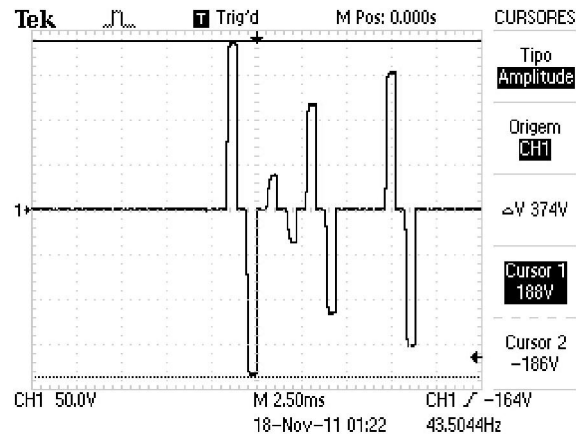


Figura 82. Forma de onda de saída bifásica com amplitudes diferentes para cada pulso.

### 4.3 ACOPLAMENTO ÓPTICO

A isolação elétrica entre as etapas de controle e de saída pode ser avaliada com o auxílio de dois osciloscópios para verificar o transporte dos sinais de excitação e de saída de cada acoplador. Para testar a entrada analógica, foi inserido um potenciômetro alimentado em 5V para propiciar a variação de tensão de 0 a 5 V.

### 4.4 FIRMWARE DO MICROCONTROLADOR

O primeiro *firmware* desenvolvido para testar a ponte H acionava os dois canais de PWM do microcontrolador para operar em uma frequência de 19,53 kHz aproximadamente. Dois potenciômetros são conectados as entradas analógicas AN0 e AN1 do microcontrolador para variar a largura de pulso dos canais de PWM. Os sinais de PWM gerados são inseridos nas entradas do Canal 1 e Canal 2 do circuito da ponte H apresentadas na Figura 51.

Ao variar os potenciômetros, muda-se o ciclo ativo das saídas de PWM, ocorrendo uma combinação destes sinais na saída da ponte H, como pode ser visualizado na Figura 83. Com este teste foi possível verificar de forma simplificada a operação do conjunto de *drivers* da ponte H.

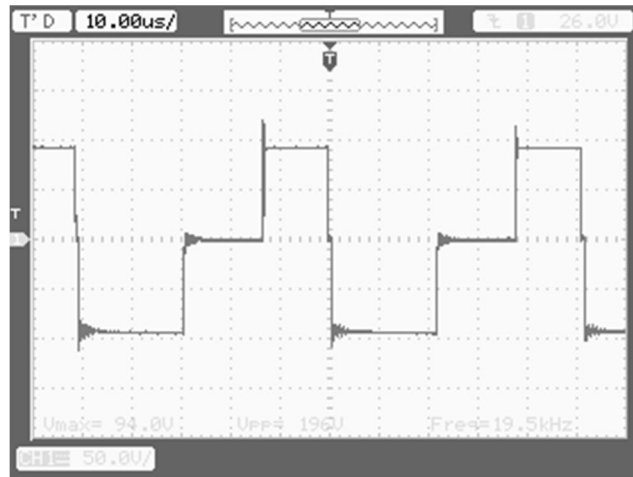


Figura 83. Saída da ponte H com os sinais de PWM combinados.

Com os testes de acionamento concluídos, foi desenvolvida uma nova versão do *firmware* para gerar as formas de onda a partir dos sinais de controle e estímulo de cada canal, testando também a lógica de controle desses sinais. Dois testes foram realizados para confirmar esses novos acionamentos, um configurando a saída como monofásica, apresentado na Figura 80, e outro, configurando a saída como bifásica, visualizada na **Erro! Fonte de referência não encontrada**.4.

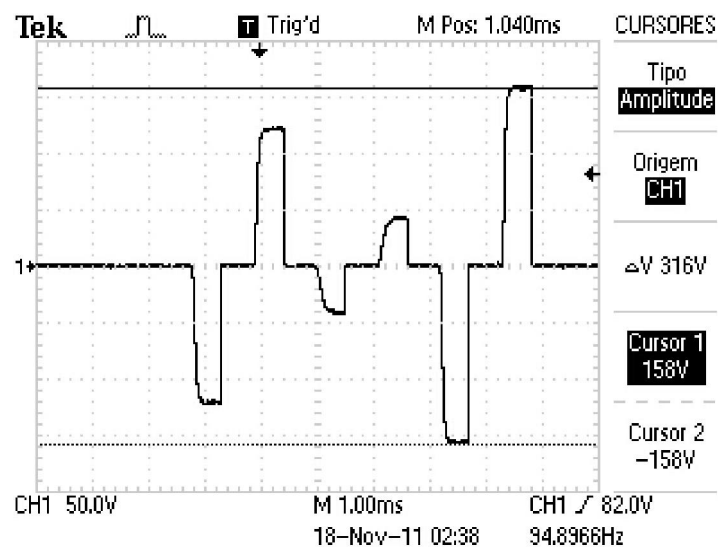


Figura 84. Verificação da saída do estimulador com configuração bifásica.

## 4.5 INTEGRAÇÃO DOS MÓDULOS

Nesta fase de integração, várias informações puderam ser obtidas dos testes, e serão listadas para melhor apresentá-las.

### *Ciclo-conversor*

Os testes com o ciclo-conversor CC-CC com o elo de realimentação não isolado não apresentou dificuldades, pois foi possível implementar o circuito de aplicação proposto pelo fabricante do componente. Com este teste, pode-se verificar o funcionamento do dispositivo e fornecer a tensão de até 300 V de saída para testar de forma segura os demais circuitos.

Porém, os testes com o circuito do ciclo-conversor CC-CC com realimentação isolada eletricamente apresentaram algumas dificuldades no tocante ao ajuste do máximo valor de saída, que deveria ficar em 300 V.

### *Ponte H*

A partir da alta tensão fornecida pelo ciclo-conversor, foram realizados diversos testes de funcionamento da ponte H, sendo os primeiros para verificar o comportamento da forma de onda de saída, o que permitiu observar que o sinal entregue em sua saída apresenta a forma de onda quadrada programada, com seus tempos de duração definidos.

Por meio dos sinais de controle da ponte H foi possível alterar o modo de operação da saída como bifásica ou monofásica, e esta ainda como anódica ou catódica, podendo comprovar a flexibilidade da etapa de saída desenvolvida. A forma de onda bifásica de saída pode ser visualizada na Figura 85. Já na Figura 866 é apresentada a imagem da saída com a configuração monofásica anódica e na Figura 87 a catódica.

Em termos de velocidade de chaveamento/comutação da saída, a resposta apresentada pela ponte H superou as expectativas podendo comutar sinais em frequências acima de 19 kHz, sem alterar as características do sinal de saída, independente do modo de operação: bifásico ou monofásico.

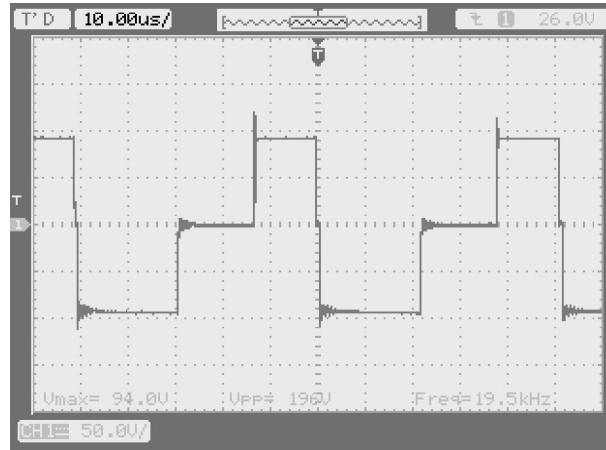


Figura 85. Teste de forma de onda: bifásica.

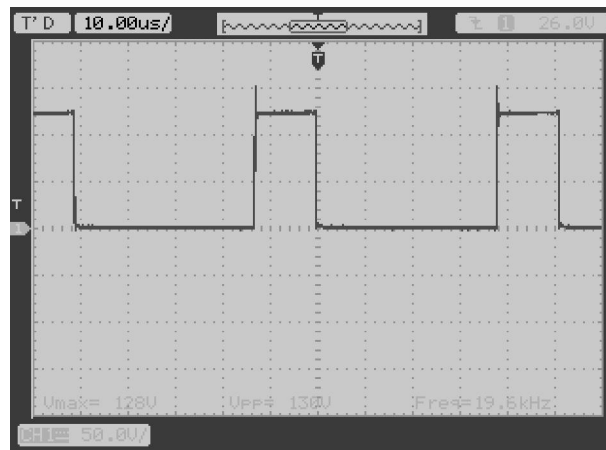


Figura 86. Teste de forma de onda: monofásica anódica.

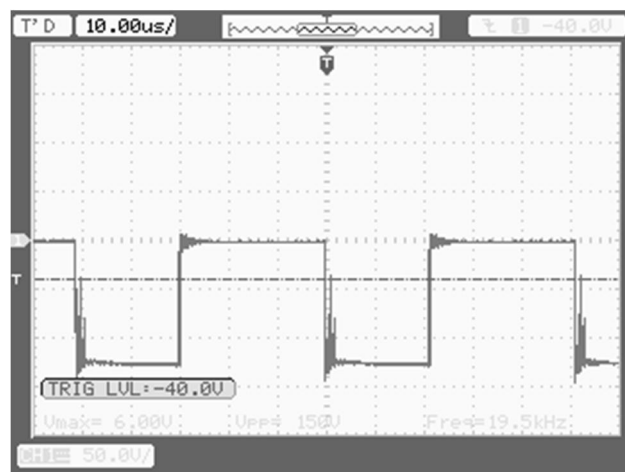


Figura 87. Teste de forma de onda: monofásica - catódica.

Foi realizada uma alteração no *firmware* com o intuito de se realizar testes de performance o que permitiu chegar a uma largura de pulso de 2  $\mu\text{s}$ , porém, com bastante distorção de amplitude. Por um critério de qualidade na apresentação da forma de onda de saída, foi gerado um teste com largura de pulso de 4  $\mu\text{s}$  em uma configuração de saída bifásica. Na Figura 88, apresenta-se um pulso bifásico com uma largura de 4  $\mu\text{s}$ .

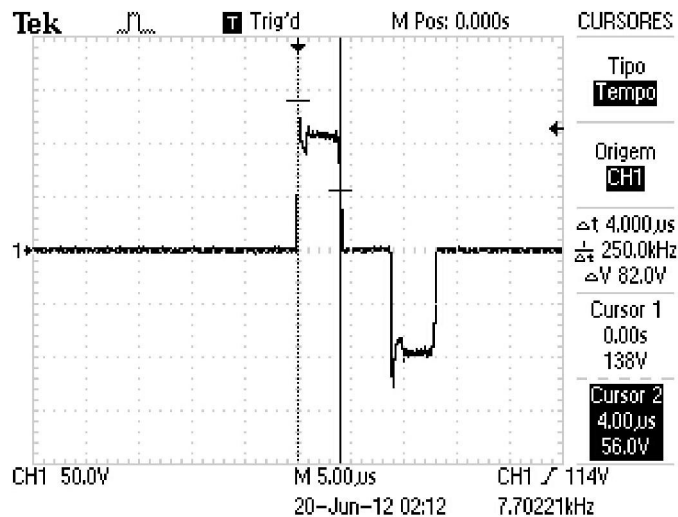


Figura 88. Largura de pulso de saída - teste de resposta.

### ***Acopladores ópticos***

A isolamento entre as etapas de controle e de saída funcionaram conforme esperado, tendo em vista que os acopladores ópticos (HCPL2630) utilizados para os sinais digitais são de alta velocidade e operam com uma taxa de até 10 Mbit/s entregando os níveis lógicos 1 e 0 com precisão para os *drivers* de meia ponte e para o conversor DA.

O acoplador utilizado na entrada analógica externa apresentou uma grande variação de resposta. O ideal seria operar de 0 a 5 V, porém, sua faixa de atuação ficou de 0,8 a 2 V para atingir a amplitude máxima do ciclo-conversor, fazendo com que a resolução de seja prejudicada.

### ***Controle de amplitude***

O teste do conjunto de controle de amplitude projetado representou um enorme desafio. Muitos detalhes interferiram em seu funcionamento, desde a velocidade do conversor D/A até o circuito de saída.

Como o ajuste de amplitude é realizado pelo conversor DA recebendo os valores de amplitude serialmente, significa que quanto mais rápido for transferida as informações de configuração mais rápida será a atualização da saída analógica. Para melhorar a resposta do conversor DA, foi alterada a velocidade do *clock* do microcontrolador de 20 para 40 MHz para carregar os valores no DA de forma mais rápida.

Outro ponto bastante importante está relacionado à tensão na saída do circuito de controle de amplitude, apresentado na Figura 36. Uma das propostas era ter níveis diferentes de tensão para cada pulso e as trocas entre eles serem rápidas por se tratar de alta frequência e por isso, os capacitores previstos na saída foram retirados. Com isso, a resposta ficou mais rápida, não interferindo na qualidade do pulso.

Dependendo da forma de onda, sua duração e troca de amplitude pode ocorrer um efeito de carga ou descarga capacitiva provocada pelo tempo de atualização da saída do conversor DA mais as capacitâncias parasitas dos transistores de controle de amplitude, como se pode observar na Figura 89, no pulso indicado pelo círculo.

O valor de amplitude era carregado no conversor DA na ativação do pulso, com isso ocorria efeito de carga capacitiva na saída quando esse valor era maior que o anterior. Quando ocorria o inverso, o efeito é o de uma descarga capacitiva que acabava prejudicando a qualidade da forma da onda para amplitudes pequenas e com frequências elevadas. Este efeito pode ser visualizado na Figura 9089.

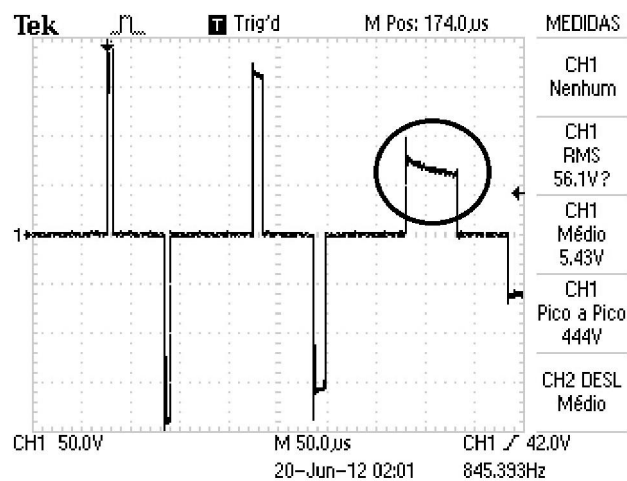


Figura 89. Efeito da capacitância parasita dos transistores de saída.

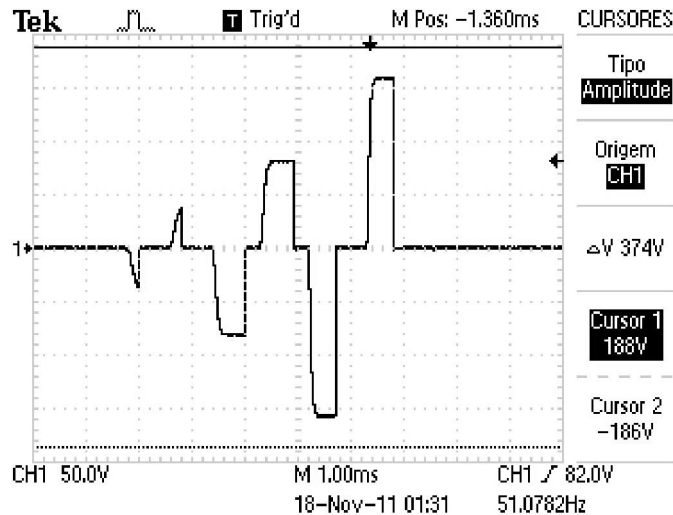


Figura 90. Saída bifásica com conversor DA alterando a saída no início do pulso ativo.

Para melhorar a qualidade e a resposta do sinal de saída foi realizada uma alteração na forma de carregar o valor de amplitude no conversor DA durante a operação do EE.

O conversor DA possui um sinal de controle chamado LDAC (*latch DAC*) que é responsável em manter a saída do conversor DA no último valor carregado. Através deste sinal o *firmware* foi alterado para realizar a seguinte sequência: primeiro é carregado o valor de amplitude do primeiro pulso travando sua saída antes de acionar a ponte H para definir o início do ciclo ativo deste pulso; assim que a temporização acaba é carregado o valor para o novo pulso no conversor DA durante o tempo desligado do pulso anterior; quando o tempo desligado acaba, é liberada a trava do conversor DA que responde rapidamente a mudança de amplitude, minimizando o efeito capacitivo da saída. Na Figura 911, ilustra-se um esboço de forma de onda bifásica do controle de amplitude para cada pulso com esta técnica.



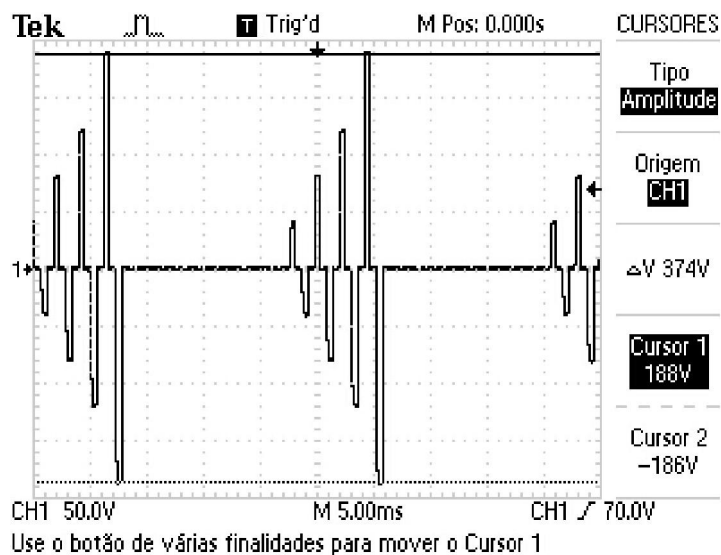


Figura 91. Forma de onda de saída bifásica com o conversor DA utilizando o sinal LDAC.

### ***Programa de interface gráfica de visualização e controle***

Com o ambiente funcional quanto à captura das informações da tela e geração dos gráficos, começou o trabalho para implementar as funções do protocolo já desenvolvido, gravado e testado separadamente no microcontrolador.

Como os testes de operação do protocolo no microcontrolador já tinham sido executados com sucesso, esta etapa ficou bastante simplificada, pois como o protocolo é do tipo comando-resposta, sempre que é enviado um comando do mestre (microcomputador), deve existir uma resposta do módulo escravo (microcontrolador).

Dois campos de verificação foram criados: um para testar a montagem do pacote de dados a ser transmitido e outro, para visualizar a resposta recebida do EE, com o intuito de facilitar a validação dos dados. Esses campos podem ser visualizados na Figura 69 e na Figura 65, respectivamente.

### ***Validando o estimulador***

Após a realização dos testes e da validação do protocolo de comunicação foram iniciados os testes e coletas de informações e formas de onda utilizando uma carga resistiva de 1 k $\Omega$  para simular a resistência da pele humana, simplificando o modelo apresentado na Figura 22, armazenado as formas de onda visualizadas no osciloscópio. Nas Figuras 92, 93,

94, 95 e 96 ilustram-se exemplos de configuração de pulsos de saída em que foram parametrizados/configurados como bifásicos com amplitudes variadas, com tempos variados e, respectivamente, configurados como monofásicos anódicos e catódicos.

Após os testes de validação *in vitro*, foram realizadas duas coletas em ambiente controlado com o auxílio e supervisão de dois profissionais de fisioterapia para validação *in vivo* do sistema. Foram gerados os padrões descritos na Tabela 1, sendo apresentados na Figura 977 a esquerda o teste com um sinal monofásico com três pulsos de 500 $\mu$ s ON e 500 $\mu$ s OFF, com 50 Hz de frequência de *Burst* monofásico e a direita os testes com os pulsos bifásicos simétricos. Nestes testes foi possível comprovar o funcionamento do EE, onde foi capaz de realizar a estimulação do musculo reto femoral direito, como é possível ser visualizado na Figura 97, esquerda, com um padrão monofásico, e na direita com um padrão bifásico.

Tabela 1. Padrão estimulatório dos testes *in vivo*.

| Padrão | Pulso         |                |           | <i>Burst</i> |          |          |
|--------|---------------|----------------|-----------|--------------|----------|----------|
|        | on ( $\mu$ s) | off ( $\mu$ s) | $f$ (kHz) | on (ms)      | off (ms) | $f$ (Hz) |
| P1     | 100           | 900            | 1         | 3            | 17       | 50       |
| P2     | 100           | 900            | 1         | 3            | 11       | 70       |
| P3     | 200           | 800            | 1         | 3            | 17       | 50       |
| P4     | 200           | 800            | 1         | 3            | 11       | 70       |

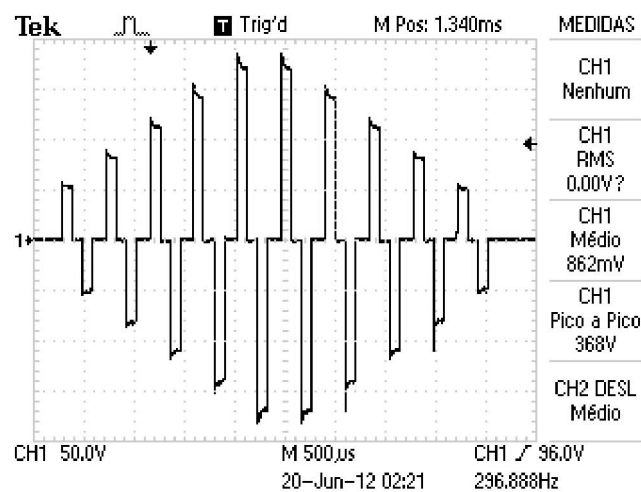


Figura 92. Forma de onda bifásica com dez pulsos.

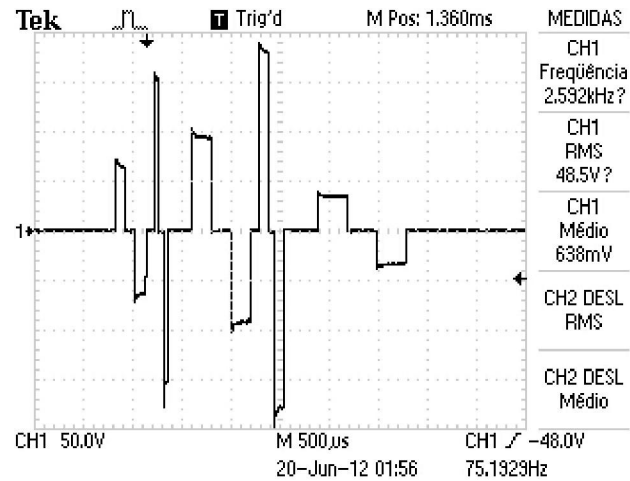


Figura 93. Testes de validação do EE: larguras e amplitudes diferentes.

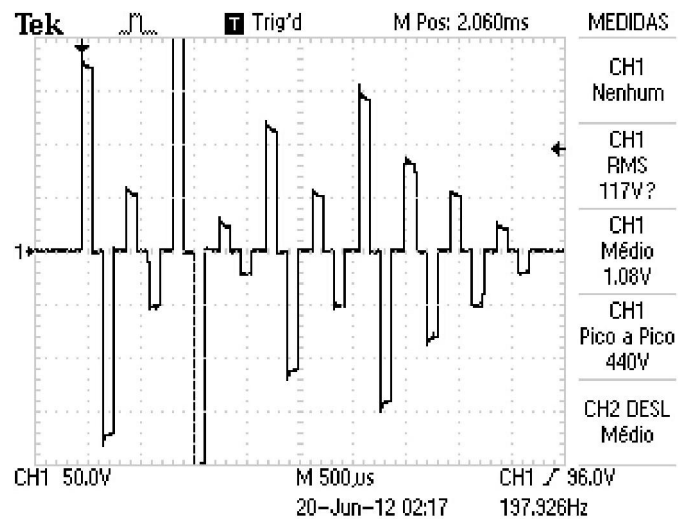


Figura 94. Testes de validação do EE: laguras iguais e amplitudes diferentes.

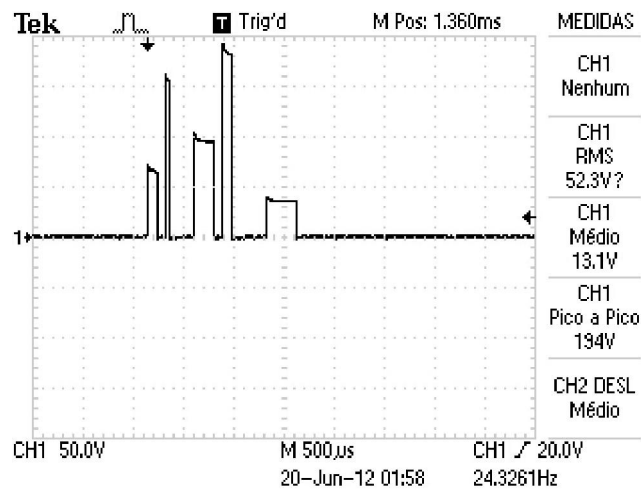


Figura 95. Testes de validação do EE: Saída monofásica anódica.

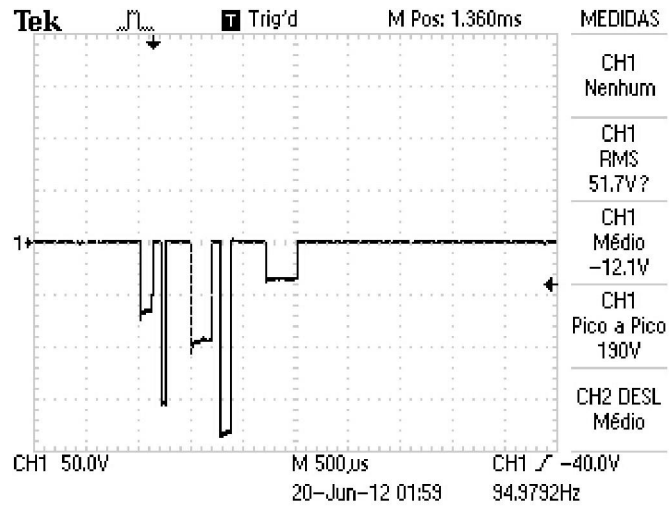


Figura 96. Testes de validação do EE: Saída monofásica catódica.

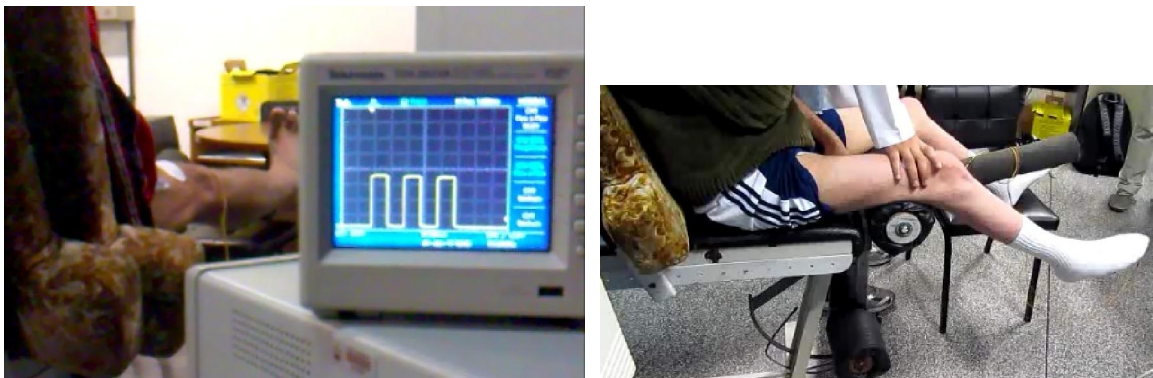


Figura 97. Ensaio piloto do sistema *in vivo*. À esquerda com configuração monofásica. À direita, configuração bifásica.



Figura 98. Protótipo desenvolvido. À esquerda, vista superior do equipamento EE. À direita, a vista traseira do equipamento EE.

Outro teste realizado foi utilizando a entrada de controle analógico onde uma aplicação utilizando instrumentação virtual com uma placa de aquisição do Labview controlou a amplitude de saída do EE em malha fechada, utilizando o EE apenas como interface de potência. Na Figura 988 pode-se visualizar o gabinete do EE desenvolvido.

## 5 DISCUSSÃO

Neste capítulo, discute-se a funcionalidade dos módulos e do sistema desenvolvido a partir dos resultados obtidos nos testes de bancada, procurando comparar também suas características e especificações técnicas em relação a outros sistemas desenvolvidos e descritos nesta dissertação. Por fim, apresentam-se sugestões de aprimoramento e de futuras pesquisas para eletroestimuladores neuromusculares.

### *Ciclo-conversor CC-CC*

O módulo do ciclo-conversor CC-CC desenvolvido para este trabalho foi projetado para fornecer duas tensões de saída, sendo uma de até 300 V e outra de 24 V com seu elo de realimentação acoplado opticamente para reduzir o tamanho do transformador, diferente de Ilic *et al.* (1994) que em seu conversor de múltiplos estágios, possuía um enrolamento específico para a realização do *feedback*. Diferente de módulos comerciais que oferecem valores de tensões padrões como os modelos utilizados por Schaning e Kaczmarek (2008), o ciclo-conversor projetado permite que valores diferentes de tensões de saída sejam conseguidos, bastando alterar o número de espiras do enrolamento de alta tensão, juntamente com o elo de realimentação.

### *Ponte H*

Em seu trabalho Jalilian *et al.* (2007) utilizaram como etapa de saída uma ponte H com pares complementares de transistores MOSFETs, pois sua aplicação operava em baixa tensão por ser um sistema implantável, diferente da proposta deste trabalho que funciona com valores de até 300 V.

Embora a saída em ponte H utilizada desenvolvida por Alonso, Minor e Escamilla (2007) opere em tensões similares as do projeto realizado, sua construção utiliza em sua estrutura transistores bipolares, o que difere deste projeto, que utiliza somente transistores MOSFET canal N que apresenta uma forma de saída com baixa distorção e pode facilmente operar em tensões mais elevadas, tendo em vista que os transistores escolhidos permitem seu funcionamento em até 800 V.

O emprego de transformadores de saída garante a isolamento entre a saída e o controle como foi apresentado por Velloso e Souza (2007). Porém, limita sua faixa de operação, o que não ocorre no uso de saídas transistorizadas como as apresentadas por Iliac *et al.* (1994), por Wu, Young e Kuo (2002) e Schaning e Kaczmarek (2008), ou ainda, com o emprego de amplificadores operacionais de alta tensão como o projeto de Polleto e Doren (1999) e Xu *et al.* (2011). A vantagem do uso de transformadores em relação à técnica empregada neste trabalho é o custo extremamente baixo. Já em relação aos amplificadores operacionais de alta tensão, a etapa de saída projetada tem um ganho muito expressivo em relação à tensão de operação dos operacionais de alta tensão, que é de, no máximo, 225 V, para o modelo PA85A, tendo em vista que opera com uma tensão de 300 V fornecendo pulsos bifásicos de 600 V na saída, podendo facilmente ser alterado para operar em tensões maiores.

Os sistemas propostos por Velloso e Souza (2007) e por Alonso, Minor e Escamilla (2007), embora empregue um transformador de saída possuía realimentação do sinal de saída para a etapa de controle de forma não isolada. No projeto desenvolvido, a isolamento elétrica entre os sinais de controle, realimentação do ciclo conversor CC-CC e de controle de amplitude externo foram construídas com acopladores ópticos. Para os sinais digitais de controle do conversor D/A e de acionamento dos *drivers* da ponte H foram utilizados acopladores ópticos com saídas digitais de alta velocidade. Já para o controle de amplitude analógico, foi utilizado um acoplador óptico comum, operando como um espelho de tensão. No trabalho publicado por Schaning e Kaczmarek (2008) não foi possível verificar se os sinais de controle e monitoração estavam isolados. Já a etapa de saída proposta por Ilic *et al.* (1994) opera com isolamento elétrica para os sinais de controle de pulsos utilizando acopladores ópticos comuns, o que também difere do projeto proposto neste trabalho.

As propostas apresentadas por Wu, Young e Kuo (2002), Alonso, Minor e Escamilla (2007), O’Keeffe e Lyon (2002), Ilic *et al.* (1994), Poletto e Souza (1999), Bussador, Casella e Nohama (1998), Teixeira e Nohama (1998) empregam microcontroladores, microprocessadores ou ainda microcomputadores para controlar, gerenciar ou ainda configurar seus estimuladores, como o desenvolvido neste trabalho. Entretanto, como este projeto foi desenvolvido para ser flexível quanto ao tipo de técnica de controle que pode ser utilizada, um microcontrolador e uma plataforma de instrumentação virtual LabView foram utilizadas durante os testes de bancada. O emprego de instrumentação virtual foi a técnica utilizada por Velloso *et al.* (2007) e por Laguna *et al.* (2011) em seus trabalhos.

A interface gráfica desenvolvida por Ilic *et al.* (1994), Wu, Young e Kuo (2002), Bussador, Casella e Nohama (1998) e por Jalilian *et al.* (2007) permitia o controle e configuração de seus estimuladores através de um microcomputador, diferentemente de Alonso, Minor e Escamilla (2007) e Teixeira e Nohama (1998) que empregaram um teclado em um *display* LCD para acessar as informações. Para este trabalho, desenvolveu-se uma interface gráfica que permite gerenciar o funcionamento do estimulador, podendo construir estímulos alterando seus parâmetros de amplitude, tempo de acionamento, duração e polaridade de forma independente, podendo visualizar o padrão estimulatório criado antes de ser aplicado. Com a criação do protocolo de comunicação, o sistema tornou-se facilmente adaptável aos diversos modelos de interface gráfica que podem ser criados utilizando outras plataformas de desenvolvimento.

Os testes de bancada demonstraram serem promissores, sobretudo a resposta apresentada na geração de tensão do ciclo-conversor CC-CC, em até 280 V com alimentação em 12 V; e de 15 a 24V de tensão de alimentação, a saída permanece em 300 V fixos, o que permitiu uma amplitude máxima do pulso monofásico de até 300 V e dos pulsos bifásicos de até 600 V<sub>pp</sub> com um único ciclo-conversor, diferindo de: Ilic *et al.* (1994) e O’Keeffe e Lyon (2002) que em seus conversores apresentavam até 150 V; de Wu, Young e Kuo (2002) cuja saída máxima é de  $\pm 88$  V; Poletto e Souza (1999) onde sua solução opera em  $\pm 430$  V. Considerando a largura do pulso mínima gerada nos primeiros testes, foi possível entregar para os eletrodos um pulso de 4  $\mu$ s de duração, diferentemente do projeto de McNulty e Fogarty (2006), que apresenta largura mínima de 50  $\mu$ s ou de Laguna *et al.* (2011), que gera largura mínima de 100  $\mu$ s. Já com a aplicação do protocolo, este tempo aumentou para cerca de 35  $\mu$ s, que ainda é menor que os valores normalmente empregados que fica entre 50 de 100  $\mu$ s em média.

## 5.1 TRABALHOS FUTUROS

Durante o desenvolvimento deste projeto, foram empregadas várias técnicas eletrônicas que podem ser aperfeiçoadas, visando melhorar ainda mais o desempenho do sistema criado. Para isso, apresentam-se sugestões para continuidade e evolução do trabalho:

1. *Ciclo-conversor CC-CC*: redimensionar o transformador de chaveamento utilizando fios para o enrolamento de alta tensão mais finos visando aumentar a tensão de saída



para que quando o estimulador for alimentado em 12 V, sua tensão de saída permaneça em 300 V; melhorar a filtragem de saída dos retificadores de alta tensão e da tensão de controle, visando aumentar a qualidade da tensão entregue aos reguladores. Para fazer esta modificação, basta recalcular os indutores de saída de cada etapa de retificação;

2. *Circuito de controle de amplitude*: implementar a realimentação da tensão de saída do controle de amplitude a fim de melhorar a exatidão do valor de tensão de saída em relação à amplitude do sinal de referência;
3. *Transistores de controle de amplitude*: para melhorar a resposta e diminuir o efeito de carga e descarga capacitiva que ocorre com a mudança de níveis de tensão, devem ser pesquisados transistores bipolares que possuam uma capacitância menor que a do modelo utilizado no projeto, sempre lembrando que a tensão de operação que deve ser maior que pelo menos uma vez e meia a tensão de saída do ciclo-conversor CC-CC utilizada (300 V, neste caso);
4. *Entrada de controle de amplitude analógica*: para melhorar a linearidade do controle de amplitude de saída por meio de um sinal analógico externo, empregou-se um acoplador óptico 4N25 visando a isolação elétrica, embora funcionando seu desempenho não foi completamente satisfatório, e a substituição desta etapa por um circuito de aplicação utilizando o modelo IL300 teria melhor desempenho, tendo em vista que este acoplador possui uma maior linearidade, largura de banda e velocidade;
5. *Saídas analógicas*: desenvolver três saídas analógicas de tensão isoladas eletricamente utilizando acoplamento óptico com o dispositivo IL300, um para corrente e dois para a tensão de saída dos eletrodos, que permitirá desenvolver sistemas de controle com realimentação;
6. *Dois sistemas de controle de amplitude independente para cada meia ponte H*: o controle independente de amplitude para cada meia ponte H permitiria níveis de amplitudes diferentes para cada eletrodo, o que representa um controle de amplitude diferente para cada saída em uma configuração monofásica, por exemplo;
7. *Circuito em SMD*: desenvolver um novo *layout* para a placa do estimulador em SMD para diminuir o tamanho da placa visando uma maior integração;
8. *Banco de dados*: desenvolver um banco de dados para armazenar a evolução do trabalho clínico com o paciente e seus padrões de estimulação, gerando arquivos de configuração para o estimulador;

9. *Interface gráfica*: desenvolver relatórios que permitam a investigação científica de desempenho de padrões estimulatórios com base nas informações de amplitude, duração e padrões geradas e coletadas pelo estimulador durante a sessão de coleta;
10. *Rede de estimuladores*: implementar outros canais de estimulação para testar o protocolo de comunicação em uma rede de canais de estimulação, permitindo a criação de estimuladores multicanais em uma rede de comunicação com padrão elétrico RS485 ou ainda RS422.

## 6 CONCLUSÃO

Nesta dissertação, foram estudados diversos estimuladores elétricos e as bases teóricas envolvidas em seus desenvolvimentos descritos na literatura, procurando identificar a arquitetura e as diferenças entre as diversas formas de se projetar eletronicamente esses dispositivos.

A partir dos dados levantados, foram desenvolvidas diversas propostas eletrônicas visando o projeto de um estimulador elétrico capaz de fornecer um sinal de saída bifásico para ser utilizado como ferramenta de estudo, e que permitisse sua operação de forma isolada para garantir a proteção do paciente e do profissional de saúde durante sua utilização. Sendo assim, foram contemplados os objetivos delineados ao longo deste trabalho:

- (1) o ciclo-conversor CC-CC com realimentação isolada mostrou-se capaz de fornecer com segurança as tensões de 300 V para a etapa de controle de amplitude de saída, juntamente com os 24 V necessários para as etapas de regulagem dos *drivers* de meia ponte e dos acopladores ópticos digitais de alta velocidade, assim como para o conversor DA;
- (2) a técnica de saída em ponte H desenvolvida empregando apenas transistores MOSFET canal N comprovou-se capaz de operar em até 300 V, comutando pulsos de saída com formas de onda quadradas, permitindo o fornecimento de sinais bifásicos ou ainda monofásicos, e estes, ainda, dos tipos anódico ou catódico;
- (3) a isolamento elétrica empregando acopladores ópticos entre as etapas de controle e saída permitiu que outros métodos de geração de pulsos assim como o de ajuste de amplitude pudessem ser realizados de forma segura;
- (4) o *firmware* desenvolvido para o microcontrolador foi capaz de gerenciar a etapa de saída, controlando os tempos de acionamento de cada pulso, controlando ainda o conversor D/A de ajuste de amplitude, decodificando as instruções do protocolo de comunicação com a interface de visualização e controle de alto nível;
- (5) como o desenvolvimento do eletroestimulador ocorreu de forma modular, a integração ocorreu de forma simples e os resultados foram muito satisfatórios;
- (6) a interface gráfica de controle e visualização desenvolvida permite a criação de estímulos com até dez pulsos em configurações bifásicas ou monofásicas, com amplitudes e tempos variados, proporcionando uma ferramenta de pesquisa para estimulação elétrica extremamente versátil;

(7) durante os testes de validação em bancada, pode-se verificar o desempenho separadamente de cada módulo e seu funcionamento em conjunto atendeu às expectativas.

### *Contribuições para a Tecnologia na Saúde*

A técnica de saída em ponte H desenvolvida neste trabalho traz uma nova perspectiva na construção de etapas de saída para estimuladores elétricos neuromusculares que operam com tensões elevadas, tendo em vista que pode operar em uma larga faixa de tensões e correntes bastando a troca dos transistores que compõem a ponte. Considerando os sinais de saída gerados, esta permite que pulsos com duração de menos de 2  $\mu$ s de duração possam ser reproduzidos em sua saída, mantendo a forma de onda.

Como esta configuração é amplamente utilizada em diversas áreas como controle de motores e saídas de amplificadores em classe D, o seu emprego neste trabalho abre novas frentes de estudos inclusive para área de ultrassom.

O emprego do protocolo de comunicação criado para este trabalho permite que outras interfaces de visualização e controle possam ser criadas, ou ainda, outros estimuladores possam ser controlados.

A flexibilidade de tipos de dispositivos que podem ser utilizados no controle da saída projetada denota a versatilidade deste projeto.

## REFERÊNCIAS

ALONSO, L. M.; MINOR, A.; ESCAMILLA, C. Design of a Transcutaneous Electrical Stimulator to Avoid the Postoperative Intestinal Effects. **4th International Conference on Electrical and Electronics Engineering (ICEEE 2007) - IEEE.**, p. 90-93, 2007.

ARABI, K.; SAWAN, M. A. Electronic Design of a Multichannel Programmable Implant for Neuromuscular Electrical Stimulation. **IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING**, v.7, p. 204-214, 1999.

BARBI, I. **Eletrônica de Potência - Conversores CC - CC básicos não isolados**. [S.l.]: Edição dos Autores, 2000.

BENZABA, W. et al. Anti Pain Stimulator Using FPGA Circuit. **International Conference on Signals, Circuits and Systems - IEEE**, p. 1-5, 2008.

BOLFE, V. J.; GUIRRO, R. R. J. Resistência elétrica dos géis e líquidos utilizados em eletroterapia no acoplamento eletrodo-pele. **Rev Bras Fisioter**, v. 13, n. 6, p. 499-505, 2009.

BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. [S.l.]: Pearson Education do Brasil, 2005.

BUSSADOR, A., CASELLA, A. V., NOHAMA, P. Eletroestimulador Multifunções Microcontrolado. **XVI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica e VI Congresso de Informática em Saúde, Curitiba PR**. p. 179-180, 1998.

CAGGIANO, V. J. A Versatile Current-Regulated Bidirectional Stimulator. **IEEE , Transactions on Bio-Medical Engineering**, p. 32-39, 1965.

CHANG, C.-W. et al. A novel system design for implantable stimulator application. **Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA**, p. 4107-4110, 2004.

CHENG, K. W. et al. Development of a Circuit for Functional Electrical Stimulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 12, p. 43-47, 2004.

DORGAN, S. J.; REILLY, R. B. A Model for Human Skin Impedance During Surface Functional Neuromuscular Stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 7, p. 341-348, 1999.

FARIAS, U.; CARVALHO, A. Implementação de Um Sistema de Geração de Marcha Para Pacientes com Lesões Medulares, p. 1095-1098, 2006.

GAIOTTO, M. DO C. C. ; NOGUEIRA NETO, G. N. ; KRUEGER, E. ; MAGNANI, C. E. F. ; NOHAMA, P. Uma Contribuição ao Projeto de Saída de Estimuladores Elétricos Neuromusculares Bifásicos. **XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas - PE. Adaltech**, 2012. p. 670-674.

ILIC, M.; VASILJEVIC, D.; POPOVIC, D. B. A programmable electronic stimulator for FES systems. **Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on**, v. 2, n. 4, p. 234-239, 1994.

ALILIAN, E.; ONENA, D.; NESHEV, E. & MINTCHEV, M. P. Implantable neural electrical stimulator for external control of gastrointestinal motility. **Medical Engineering & Physics**, v. 29, p. 238–252, 2007.

JOHNSEN, E.; GAND, B. D.; WILSON, R. Design and construction of an electrical muscle stimulation system to decrease Forearm Muscle Atrophy post-fracture. **Bioengineering Conference (NEBEC), 2011 IEEE 37th Annual Northeast**, p. 1-2, 2011,

KRUEGER-BECK, E.; SCHEEREN, E.; NUNES, G.; NOGUEIRA-NETO, N.; BUTTON, V. NOHAMA, P. Efeitos da estimulação elétrica funcional no controle neuromuscular artificial. **Revista Neurociencia**, 2010.

LAGUNA, Z.; CARDIEL, E.; GARAY, L. & HERNÁNDEZ, P. Electrical Stimulator for Surface Nerve Stimulation by Using Modulated Pulses. **IEEE - PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES – PAHCE. CONFERENCE, WORKSHOPS, AND EXHIBITS. COOPERATION / LINKAGES.**, p. 77-82, 2011.

LIANZA, S. **Estimulação Elétrica Funcional - FES e Reabilitação**. [S.l.]: Livraria ATHENEU Editora, 1993.

LOW, J. **Eletroterapia Explicada: Princípios e Prática**. 3ª edição. ed. [S.l.]: Manole, 2001.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: fundamentos para a reabilitação**. [S.l.]: ELSEVIER (MEDICINA), 2008.

LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. Functional Electrical Stimulation. **IEEE CONTROL SYSTEMS MAGAZINE**, p. 40-50, 2008.

MCNULTY, M. P.; FOGARTY, P. Design of a Highly Efficient Circuit for Electrical Muscle Stimulation. **Biomedical Circuits and Systems Conference, 2006. BioCAS 2006. IEEE, 2006, 202-205**

MELA, P. et al. The Optimal Stimulation Pattern for Skeletal Muscle Is Dependent on Muscle Length. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.10, p. 85-92, 2002.

MELO, L. F. P. **Análise e projeto de fontes chaveadas**. [S.l.]: Erica, 1996.

MOHAN, N. **Power Electronics - converters, Applications, and Design**. [S.l.]: John Wiley & Sons, Inc, 1995.

NOGUEIRA-NETO, G.; MANFFRA, E.; NOHAMA, P. BUTTON, V.. Sistemas implantáveis de estimulação elétrica funcional para controle artificial de movimentos funcionais: revisão Implantable functional electrical stimulation systems for artificially controlling functional movements. **Rev. bras. eng. biomed**, v. 26, n. 2, p. 121-142, 2010.

NUNES, L.; QUEVEDO, A. A. F. **Efeitos da eletroestimulação neuromuscular no músculo tibial anterior de pacientes hemiparéticos espásticos**. dissertação de mestrado. Universidade Estadual de Campinas. [S.l.]. 2004.

O'KEEFFE, D. T. LYONS, G. M. A versatile drop foot stimulator for research applications. **Medical engineering & physics**, v. 24, n. 3, p. 237-242, 2002.

OKUNO, E.; CALDAS, I. L.; CHOW, C. **Física para ciências biológicas e biomédicas; Physics to biological and medical sciences**. [S.l.]: Harbra, 1986.

OLIVEIRA, A.; ANDRADE, F. **Sistemas Embarcados**. [S.l.]: [s.n.], 2006.

PALMA, G. R. **Eletrônica de Potência**. [S.l.]: Erica, 1994.

PIRES, K. F. Análise dos efeitos de diferentes protocolos de eletroestimulação neuromuscular através da frequência mediana. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 12, n. 2, p. 25-28, 2008.

POLETTI, C. J.; DOREN, C. L. V. A high voltage, constant current stimulator for electrocutaneous stimulation through small electrodes. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 46, n. 8, p. 929-936, 1999.

RASHID, M. H. **Eletrônica de Potência - Circuitos, Dispositivos e Aplicações**. [S.l.]: Makron Books, 1999.

REILLY, J. P. **Electrical Stimulation and Electropathology**. [S.l.]: Cambridge University Press, 1992.

ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia Clínica - Eletroterapia e Teste Eletrofisiológico**. 2ª edição. ed. [S.l.]: Editora Artmed, v. 1, 2001.

ROSAS, R. F.; SILVA, C. M. D.; CATARINA, S. Correntes monofásicas e bifásicas na promoção da analgesia. **UNISUL - TCC**, 2004.

SALGADO, A.; INOUE, S. **ELETROFISIOLOGIA: MANUAL CLÍNICO**. [S.l.]: Midiograf, v. 1, 1999. 202 p.

SCHANING, M. A.; KACZMAREK, K. A High-Voltage Bipolar Transconductance Amplifier for Electrotactile Stimulation. **IEEE Transactions Biomedical Engineering**, v. 55, No. 10, 2008.

SMARTDRAW 2010: versão free download disponível em :  
<http://www.smartdraw.com/downloads/>

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. [S.l.]: Manole, 1997.

STARKEY, C. **Recursos Terapeuticos em Fisioterapia**. 2ª edição. ed. [S.l.]: Manole, 2001.

STIEGLITZ, T.; MATAL, T.; STAEMMLER, M. A modular multichannel stimulator for arbitrary shaped current pulses for experimental and clinical use in fes. **Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS**, p. 1777-1780, 1997.

TAKAHASHI, K. M. et al. Externally Powered Implantable FES System. **Sixth International Symposium on Micro Machine and Human Science IEEE**, p. 121-126, 1995.



TECHER, J. D.; BERNARD, S.; BERTRAND, Y.; CATHEBRAS, G. GUIRAUD, D. New Implantable Stimulator for the FES of Paralyzed Muscles. **Solid-State Circuits Conference, 2004. ESSCIRC 2004. Proceeding of the 30th European, IEEE, p.455-458, 2004.**

TEIXEIRA, C., NOHAMA, P. Sistema Portátil de Estimulação Neuromuscular Multicanal Microcontrolado. **XVI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica e VI Congresso de Informática em Saúde, Curitiba PR. p. 175-176, 1998.**

TOOLEY, M. **Circuitos eletrônicos: fundamentos e aplicações.** [S.l.]: CAMPUS, 2008.

TRIBIOLI, R. A. **Análise crítica atual sobre a TENS envolvendo parâmetros de estimulação para o controle da dor.** Universidade de São Paulo. [S.l.]. 2003.

VELLOSO, J. B.; SOUZA, M. N. A Programmable System of Functional Electrical Stimulation (FES). **Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France, p. 2234-2237, 2007.**

WEBSTER, J. G. **Electronic devices for rehabilitation.** [S.l.]: John Wiley & Sons Inc, 1985.

WILLIAN, T. A. **Princípios e Prática de Fisioterapia.** 4ª edição. ed. [S.l.]: Editora Artmed, 1999.

WU, H. C.; YOUNG, S. T.; KUO, T. S. A Versatile Multichannel Direct-Synthesized Electrical Stimulator for FES Applications. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 51, NO. 1, p. 2-9, 2002.

XUL, Q.; HUANG, T.; HE, J.; WANG, Y. ZHOU, H. A programmable multi-channel stimulator for array electrodes in transcutaneous electrical stimulation. **Proceedings of the 2011 IEEEHCME International Conference on Complex Medical Engineering**, p. 652-656, 2011.

ZHANG, X. et al. Simulation Analysis of Nerve Block by High Frequency Biphasic Electrical Current Based on Frankenhaeuser-Huxley Model. **Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference**, p. 4247-4250, 2005.

## APÊNDICES

### Apêndice A

#### Sistema de bobinador de transformadores desenvolvido

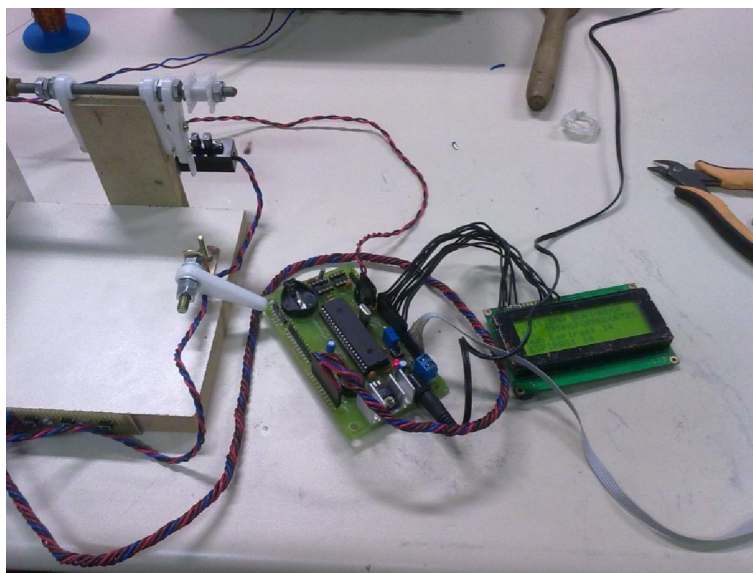


Figura 99. Bobinador de Transformadores.

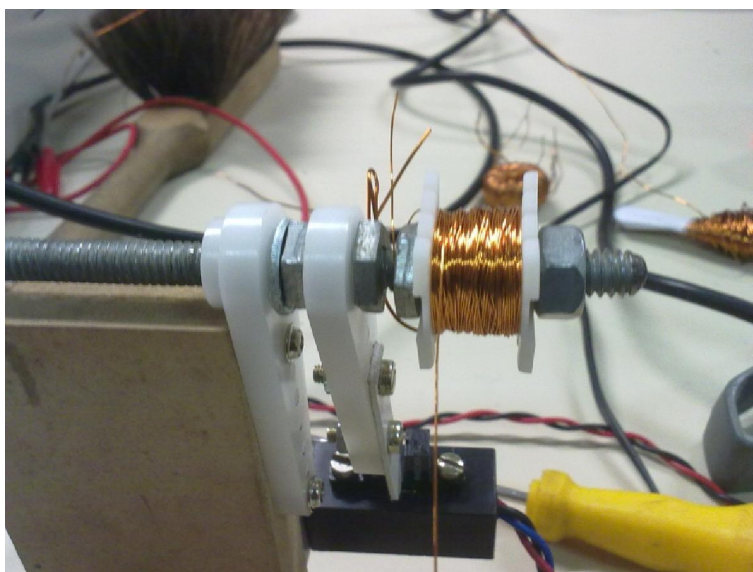


Figura 100. Núcleo do transformador sendo bobinado.

**Apêndice B****Protocolo de comunicação para o Estimulador Bifásico****Versão 1.1**

| <b>Data</b> | <b>Versão</b> | <b>Descrição</b>   | <b>Responsável</b> |
|-------------|---------------|--|--------------------|
| 26/06/2012  | 1.0           | Criação do documento e dos parâmetros  | Marcelo Gaiotto    |
| 10/07/2012  | 1.0           | Inserção e criação de novos comandos, respostas ACK e NACK   | Marcelo Gaiotto    |
| 13/07/2012  | 1.1           | Criação de novos comandos: EP, MO TR, TB, correção de valores e campos dos comandos: VP, DP, TS, TD, QP-NACK, FB, NA- NACK, RS-NACK, RP-NACK, PE-NACK, ER-NACK | Marcelo Gaiotto    |
| 13/08/2012  | 1.2           | Criação do comando CA: controle de amplitude   | Marcelo Gaiotto    |

### Pacote padrão de comunicação com codificação por caracteres ASCII

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

|       |   |
|-------|---|
| %     | Start Byte, tamanho do campo: 1 byte escrito em ASCII   |
| Canal | Identificação do Canal: Os valores permitidos para este byte são: 00 – 99, em decimal composto por 2 bytes escritos em ASCII    |
| CMD   | Comando: Os valores permitidos para este byte são: 00 – 99, em decimal composto por 2 bytes escritos em ASCII                   |
| DATA  | Campo DATA do comando: o tamanho pode variar conforme o comando, mas para este trabalho está fixo com 8 bytes escritos em ASCII |
| CKS   | Checksum. (Soma de OU exclusivo) tamanho do campo: 2 bytes em ASCII   |
| CR    | Stop Byte, caractere de retorno de carro – tamanho do campo: 1 byte, com seu valor em HEXA – valor 0x0D                         |

### COMANDOS DE RESPOSTA

Os comandos de resposta da placa controladora seguem o seguinte formato definido pelo frame abaixo:

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

|          |   |
|----------|---|
| #        | Start Byte, tamanho do campo: 1 byte  |
| Canal    | Endereço do Canal de estimulação.<br>Os valores permitidos para este byte são: 00 - 99 (Broadcast) , tamanho do campo: 2 bytes  |
| ACK/NACK | ACK: A (Resposta positiva)<br>NACK: N (Resposta negativa – existência de algum erro), tamanho do campo: 1 byte  |
| CMD      | Comando de requisição. Os possíveis valores serão descritos abaixo , tamanho do campo: 2 bytes  |
| DATA/ERR | DATA é o complemento para o byte de ACK: seu tamanho depende do comando ou da requisição.<br>ERR é o complemento para o byte de NACK: os possíveis valores de ERR serão descritos abaixo. |
| CKS      | Checksum. (Soma de OU exclusivo), tamanho do campo: 2 bytes   |
| CR       | Stop Byte, caractere de retorno de carro – tamanho do campo: 1 byte, com seu valor em HEXA – valor 0x0D   |

#### Observações:

Canal: 00 – endereço do mestre (controle), 99 broadcast (chamada geral);

Tamanho do pacote de resposta: 17 Bytes;

Tamanho do pacote de comandos: 16 Bytes.

Buffer circular para recepção serial com ajuste de ponteiro e tamanho de 128 Bytes;

Checksum calculado com operações XOR a partir do campo canal até o último byte do campo DATA/ERR, começando com a variável em 0x00.

## ACK – Resposta ACK para um comando

| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | A | CMD | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99              |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                                    |
| CMD   | 2        | Comando recebido, devolve o comando para confirmação |
| Data  | 8        | Depende do comando                                   |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                     |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## NACK – Resposta NACK para um comando

| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | CMD | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição                               |
|--------------|----------|---|
| #            | 1        | Start Byte.                             |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| N            | 1        | Comando de NACK: N                      |
| ER           | 2        | Resposta de ERRO:                       |
| ERXX<br>XXXX | 8        | Depende do erro relacionado             |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR           | 1        | Stop Byte.                              |

## LISTA DE COMANDOS (CMD)

A tabela abaixo descreve os comandos utilizados pelo sistema:

| CMD | Descrição   |
|-----|---|
| AB  | Amplitude do Burst                                    |
| AN  | Leitura analógica                                     |
| FB  | Frequência do Burst                                   |
| DP  | Duração do Pulso                                      |
| PE  | Parar Estimulação                                     |
| QP  | Quantidade de Pulsos                                  |
| RP  | Rodar Padrão Estimulatório                            |
| RS  | Reset remoto do microcontrolador da placa de controle |
| TD  | Tempo de descida da variação de amplitude             |
| TP  | Tempo de Platô  |
| TR  | Tempo de Repouso                                      |
| TS  | Tempo de Subida da variação de amplitude              |
| VP  | Valor de Pico   |
| MO  | Modo de operação                                      |
| EP  | Estimulador Pronto                                    |

## VP – Valor de Pico

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | VP | IP S P0XXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| %     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| VP    | 2        | Comando de Ajuste de Tensão de Pico  |
| IP    | 2        | Numero do Pulso 00 a 99  |
| S     | 1        | 0: Saída 1 do canal1; 1: Saída 2 do canal1;                                    |
| P     | 1        | Polaridade do Pulso: 1 byte ASCII: + ou -                                      |
| XXXX  | 4        | Valor de ajuste da amplitude: 0 a 300V ou 0 a 4096 dependendo da implementação |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## ACK – Resposta ACK para o comando VP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | VP | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| VP    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

## NACK – Resposta NACK para o comando VP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | VP | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| VP    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando VP:<br>ER000000 – Valor maior que o permitido<br>ER000001 – Valor menor que o permitido<br>ER000002 – Somente valor absoluto, sem sinal |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## DP – Duração do Pulso

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | DP | IP E XXXXX | CKS | 0D

| Byte      | Nº bytes | Descrição                                      |
|-----------|----------|--|
| %         | 1        | Start Byte.                                    |
| Canal     | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99        |
| DP        | 2        | Comando de ajuste de duração do pulso          |
| IP        | 2        | Identificação do Pulso a ser ajustado: 00 a 99 |
| E         | 1        | Estado: 1 – Ativo; 0 – Desligado               |
| XXXX<br>X | 5        | Duração: 00000 a 65535 µ segundos              |
| CKS       | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)               |
| CR        | 1        | Stop Byte.                                     |

ACK – Resposta ACK para o comando DP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | DP | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| DP    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

NACK – Resposta NACK para o comando DP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | DP | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição   |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.   |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99   |
| N     | 1        | Comando de NACK: N  |
| DP    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro   |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando DP:<br>ER000001 – Valor maior que o permitido<br>ER000002 – Valor menor que o permitido<br>ER000003 – IP inexistente |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)  |
| CR    | 1        | Stop Byte.  |

### TS – Tempo de Subida do Sinal de Estimulo

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | TS | Y00XXXXX | CKS | 0D

| Byte        | Nº bytes | Descrição                               |
|-------------|----------|---|
| %           | 1        | Start Byte.                             |
| Canal       | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| TS          | 2        | Comando de Ajuste do tempo de Subida    |
| Y           | 1        | S – Segundos; M – Minutos               |
| 00XXXX<br>X | 7        | Valor: 0000000 a 0065535                |
| CKS         | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR          | 1        | Stop Byte.                              |

### ACK – Resposta ACK para o comando TS

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | TS | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| TS    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

### NACK – Resposta NACK para o comando TS

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | TS | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| TS    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando TS:<br>ER000001 – Valor maior que o permitido<br>ER000002 – Valor menor que o permitido |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |



### TD – Tempo de Descida do Sinal de Estimulo

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | TD | Y00XXXXX | CKS | 0D

| Byte        | Nº bytes | Descrição                               |
|-------------|----------|---|
| %           | 1        | Start Byte.                             |
| Canal       | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| TD          | 2        | Comando de Ajuste do tempo de Descida   |
| Y           | 1        | S – Segundos; M – Minutos               |
| 00XXXX<br>X | 7        | Valor: 0000000 a 0065535                |
| CKS         | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR          | 1        | Stop Byte.                              |

### ACK – Resposta ACK para o comando TD

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | TD | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| TD    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

### NACK – Resposta NACK para o comando TD

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | TD | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| TD    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando TD:<br>ER000001 – Valor maior que o permitido<br>ER000002 – Valor menor que o permitido |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## TP – Tempo de Platô

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | TP | Y00XXXXX | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição   |
|--------------|----------|---|
| %            | 1        | Start Byte.   |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99                       |
| TP           | 2        | Comando de Ajuste do tempo de duração do platô de estimulação |
| Y            | 1        | S – Segundos; M – Minutos                                     |
| 00XXXXX<br>X | 7        | Valor: 0000000 a 0065535                                      |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                              |
| CR           | 1        | Stop Byte.  |

## ACK – Resposta ACK para o comando TP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | TP | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| TP    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

## NACK – Resposta NACK para o comando TP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | TP | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| TP    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando TP:<br>ER000001 – Valor maior que o permitido<br>ER000002 – Valor menor que o permitido |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## TR – Tempo de Repouso

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | TR | Y00XXXXX | CKS | 0D

| Byte        | Nº bytes | Descrição                               |
|-------------|----------|---|
| %           | 1        | Start Byte.                             |
| Canal       | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| TR          | 2        | Comando de Ajuste do tempo de Repouso   |
| Y           | 1        | S – Segundos; M – Minutos               |
| 00XXXX<br>X | 7        | Valor: 0000000 a 0065535                |
| CKS         | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR          | 1        | Stop Byte.                              |

## ACK – Resposta ACK para o comando TR

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | TR | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| TR    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

## NACK – Resposta NACK para o comando TR

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | TR | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| TR    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando TR:<br>ER000001 – Valor maior que o permitido<br>ER000002 – Valor menor que o permitido |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## QP – Quantidade de Pulsos

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | QP | 000000XX | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição   |
|--------------|----------|---|
| %            | 1        | Start Byte.   |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99               |
| QP           | 2        | Comando de ajuste de quantidade de pulsos de estímulo |
| 000000X<br>X | 8        | Número de Pulsos: 00000000 a 00000099                 |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                      |
| CR           | 1        | Stop Byte.  |

## ACK – Resposta ACK para o comando QP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | QP | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| QP    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

## NACK – Resposta NACK para o comando QP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | QP | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| QP    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando QP:<br>ER000001 – Valor maior que o permitido<br>ER000002 – Valor menor que o permitido |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

### FB – Frequência do Burst

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | FB | 0000XXXX | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição                                |
|--------------|----------|--|
| %            | 1        | Start Byte.                              |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| FB           | 2        | Comando de ajuste de frequência do Burst |
| 0000XX<br>XX | 8        | Número de Pulsos: 00000001 a 00009999 Hz |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)         |
| CR           | 1        | Stop Byte.                               |

### ACK – Resposta ACK para o comando FB

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | FB | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| FB    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

### NACK – Resposta NACK para o comando FB

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | FB | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| FB    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando FB:<br>ER000001 – Valor maior que o permitido<br>ER000002 – Valor menor que o permitido |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## TB – Período do Burst

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | TB | 000XXXXX | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição                               |
|--------------|----------|---|
| %            | 1        | Start Byte.                             |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| TB           | 2        | Comando de ajuste de Período do Burst   |
| 000XXX<br>XX | 8        | Valor: 00000000 a 00065536 ms           |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR           | 1        | Stop Byte.                              |

## ACK – Resposta ACK para o comando TB

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | TB | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| TB    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

## NACK – Resposta NACK para o comando TB

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | TB | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| TB    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando TB:<br>ER000001 – Valor maior que o permitido<br>ER000002 – Valor menor que o permitido |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

### AB – Amplitude do Burst

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | AB | 00000XXX | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição                                     |
|--------------|----------|---|
| %            | 1        | Start Byte.                                   |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99       |
| AB           | 2        | Comando de ajuste de amplitude geral do Burst |
| 00000XX<br>X | 8        | Percentagem de amplitude: 0 a 100%            |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)              |
| CR           | 1        | Stop Byte.                                    |

### ACK – Resposta ACK para o comando AB

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | AB | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| AB    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

### NACK – Resposta NACK para o comando AB

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | AB | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| AB    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando AB:<br>ER000001 – Valor maior que o permitido<br>ER000002 – Valor menor que o permitido |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## AN – Leitura de entradas analógicas do Microcontrolador

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | AN | 0000000X | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição  |
|--------------|----------|--|
| %            | 1        | Start Byte.  |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99                    |
| AN           | 2        | Comando aquisição de entrada analógica do microcontrolador |
| 000000<br>0X | 8        | Identificação da Entrada: 0 a 7                            |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                           |
| CR           | 1        | Stop Byte.   |

## ACK – Resposta ACK para o comando AN

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | AN | 0000XXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição   |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.   |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99                           |
| A     | 1        | Comando de ACK: A   |
| AN    | 2        | Comando recebido  |
| DATA  | 8        | Devolve o valor analógico lido com resolução de 10 bits: 0 a 1024 |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                                  |
| CR    | 1        | Stop Byte.  |

## NACK – Resposta NACK para o comando AN

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | AN | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99                                    |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| AN    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro                                  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando AN:<br>ER000001 – ID da entrada inexistente |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |



### RS – Reset remoto do microcontrolador da placa de controle

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | RS | 00000000 | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição                                     |
|--------------|----------|---|
| %            | 1        | Start Byte.                                   |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99       |
| RS           | 2        | Comando para reset remoto do microcontrolador |
| 000000<br>00 | 8        | Preenchido com 0                              |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)              |
| CR           | 1        | Stop Byte.                                    |

### ACK – Resposta ACK para o comando RS

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | RS | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| RS    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

### NACK – Resposta NACK para o comando RS

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | RS | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição   |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.   |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99                             |
| N     | 1        | Comando de NACK: N  |
| RS    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro                           |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando RS:<br>ER000001 – Não pode reiniciar |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                                    |
| CR    | 1        | Stop Byte.  |

### RP – Rodar Padrão Estimulatório configurado

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | RP | 00000000 | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição   |
|--------------|----------|---|
| %            | 1        | Start Byte.   |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99             |
| RP           | 2        | Comando para rodar padrão estimulatório configurado |
| 000000<br>00 | 8        | Preenchido com 0                                    |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                    |
| CR           | 1        | Stop Byte.  |

### ACK – Resposta ACK para o comando RP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | RP | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| RP    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

### NACK – Resposta NACK para o comando RP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | RP | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| RP    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro  |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando RP:<br>ER000001 – falta ajustar a quantidade de Pulsos<br>ER000002 – falta ajustar o valor de pico dos pulsos<br>ER000003 – falta ajustar o tempo ativo do pulso<br>ER000004 – falta ajustar o tempo desligado do pulso<br>ER000005 – falta ajustar frequência de Burst |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## PE – Parar Estimulação

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | PE | 0000000X | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição  |
|--------------|----------|--|
| %            | 1        | Start Byte.  |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99                    |
| RP           | 2        | Comando parar padrão estimulatório configurado             |
| 000000<br>0X | 8        | 0 – Imediatamente.<br>1 – Com o Tempo de Descida ajustado. |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                           |
| CR           | 1        | Stop Byte.   |

## ACK – Resposta ACK para o comando PE

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | PE | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| PE    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

## NACK – Resposta NACK para o comando PE

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | PE | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição   |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.   |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99                   |
| N     | 1        | Comando de NACK: N  |
| PE    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro                 |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando PE:<br>ER000001 – time out |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                          |
| CR    | 1        | Stop Byte.  |

## MO – Modo de Operação

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | MO | 0000000X | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição  |
|--------------|----------|--|
| %            | 1        | Start Byte.  |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99  |
| MO           | 2        | Comando de seleção do modo de operação   |
| 000000<br>0X | 8        | 1 – Bifásico;<br>2 – Monofásico Catódico;<br>3 – Monofásico Anódico;<br>4 – CH1 – Monofásico ; CH2 – Desligado;<br>5 – CH1 – Desligado ; CH2 – Monofásico;<br>6 – CH1 – Monofásico ; CH2 – Monofásico; |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)   |
| CR           | 1        | Stop Byte.   |

## ACK – Resposta ACK para o comando MO

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | MO | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| PE    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

## NACK – Resposta NACK para o comando MO

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | MO | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99                                |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| MO    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro                              |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando MO:<br>ER000001 – comando não existente |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                                       |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## EP – Estimulador Pronto

|   |       |     |      |     |    |
|---|-------|-----|------|-----|----|
| % | Canal | CMD | DATA | CKS | CR |
|---|-------|-----|------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: % | 01 | EP | 0000000X | CKS | 0D

| Byte         | Nº bytes | Descrição                                    |
|--------------|----------|--|
| %            | 1        | Start Byte.                                  |
| Canal        | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99      |
| EP           | 2        | Comando de pergunta de estado do estimulador |
| 000000<br>0X | 8        | 1 – Estimulador pronto?                      |
| CKS          | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)             |
| CR           | 1        | Stop Byte.                                   |

ACK – Resposta ACK para o comando EP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de Resposta Enviada: # | 01 | A | EP | 00000000 | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição                               |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.                             |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99 |
| A     | 1        | Comando de ACK: A                       |
| PE    | 2        | Comando recebido                        |
| DATA  | 8        | Preencher com 0                         |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)        |
| CR    | 1        | Stop Byte.                              |

NACK – Resposta NACK para o comando EP

|   |       |          |     |          |     |    |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | EP | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição  |
|-------|----------|--|
| #     | 1        | Start Byte.  |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99                                |
| N     | 1        | Comando de NACK: N   |
| EP    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro                              |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando EP:<br>ER000001 – comando não existente |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)                                       |
| CR    | 1        | Stop Byte.   |

## NACK – Resposta NACK para outros ERROS

| # | Canal | ACK/NACK | CMD | DATA/ERR | CKS | CR |
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|
|---|-------|----------|-----|----------|-----|----|

Exemplo de comando Enviado: # | 01 | N | ER | ERXXXXXX | CKS | 0D

| Byte  | Nº bytes | Descrição   |
|-------|----------|---|
| #     | 1        | Start Byte.   |
| Canal | 2        | Byte de identificação do canal: 00 a 99   |
| N     | 1        | Comando de NACK: N  |
| ER    | 2        | Identificação do comando que gerou o erro   |
| DATA  | 8        | Códigos de erro para o comando TD:<br>ER000001 – Erro de checksum<br>ER000002 – Botão de emergência acionado<br>ER000003 – Tensão de bateria baixa<br>ER000004 – Reset por WDT<br>ER000005 – Reset por Brownout<br>ER000006 – Timeout |
| CKS   | 2        | Checksum. (Soma de OU exclusivo)  |
| CR    | 1        | Stop Byte.  |