Universidade de Brasília - UnB
Faculdade do Gama - FGA
Engenharia Eletrônica

Otimização e Análise do Circuito Gerador de Pulsos para o Sistema de Eletroporação Irreversível com Carga Modelo Cole-Cole

Autores: Felipe Lima Alcântara e Sofia Consolmagno Fontes
Orientadora: Profa. Dra. Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa

Brasília, DF
2022

Felipe Lima Alcântara e Sofia Consolmagno Fontes

Otimização e Análise do Circuito Gerador de Pulsos para o Sistema de Eletroporação Irreversível com Carga Modelo Cole-Cole

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade do Gama - FGA

Orientador: Profa. Dra. Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Ma. Angélica Kathariny de Oliveira Alves

Brasília, DF

2022

Felipe Lima Alcântara e Sofia Consolmagno Fontes

Otimização e Análise do Circuito Gerador de Pulsos para o Sistema de Eletroporação Irreversível com Carga Modelo Cole-Cole/ Felipe Lima Alcântara e Sofia Consolmagno Fontes. – Brasília, DF, 2022-

98 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Profa. Dra. Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade do Gama - FGA , 2022.

1. Eletroporação Irreversível. 2. Gerador de Pulsos. I. Profa. Dra. Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade do Gama. IV. Otimização e Análise do Circuito Gerador de Pulsos para o Sistema de Eletroporação Irreversível com Carga Modelo Cole-Cole

CDU 02:141:005.6

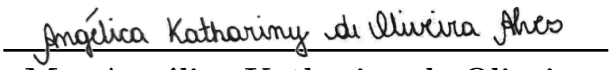
Felipe Lima Alcântara e Sofia Consolmagno Fontes

Otimização e Análise do Circuito Gerador de Pulsos para o Sistema de Eletroporação Irreversível com Carga Modelo Cole-Cole

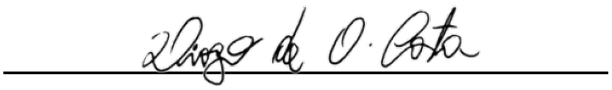
Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 07 de Maio de 2022:

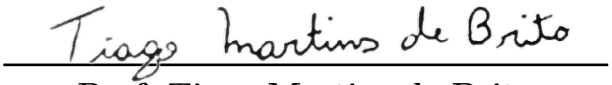
Profa. Dra. Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa
Orientadora



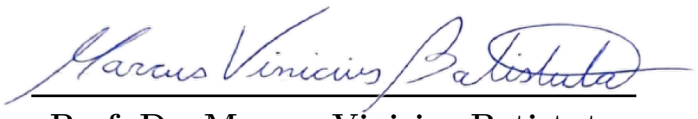
Ma. Angélica Kathariny de Oliveira Alves
Coorientadora



Me. Diogo de Oliveira Costa
Convidado 1



Prof. Tiago Martins de Brito
Convidado 2



Prof. Dr. Marcus Vinicius Batistuta
Convidado 3

Brasília, DF
2022

Agradecimentos

Agradecemos a Universidade de Brasília que nos proporcionou um ambiente de aprendizado para o desenvolvimento de nossas habilidades com o intuito de tornamos grandes profissionais qualificados. Também aos professores de Engenharia Eletrônica da Faculdade do Gama que se dedicam para nos transmitir e proporcionar o melhor ensino.

Aproveitamos para deixar os mais sinceros agradecimentos a professora Dra. Suélia Rosa, a qual não mede esforços para nos transmitir o melhor de si. Exemplo de Engenheira, Pesquisadora, Professora e uma inspiração para nós de que para alcançar nossos objetivos temos que ir a luta e não medir esforços. Durante uma época difícil como foi a pandemia nos mostrou o caminho e sempre nos ajudou a superar desafios.

Gostaríamos de deixar um agradecimento especial à nossa Coorientadora, Angélica de Oliveira, o terceiro membro desse trabalho. Sempre nos entregou o seu melhor e nunca mediu esforços em nos auxiliar e orientar. Angélica, você é um exemplo de dedicação profissional, e nós agradecemos por ter tido a oportunidade de trabalhar com você.

Agradecemos aos membros da banca, os quais ajudaram no desenvolvimento do trabalho, iluminando o caminho a ser seguido. Gratificamos os nossos amigos que nos acompanharam no percusso da graduação, sempre oferendo apoio, auxilio e incentivo. Vocês tornam fáceis os dias difíceis e tornam maravilhosos os dias bons.

Eu, Felipe, agradeço primeiramente a Deus por ser bom o tempo todo e sempre me dar mais do que eu mereço. Agradeço à minha mãe por ser sempre presente e me dar todo o suporte necessário para que eu pudesse estudar sem ter outras preocupações, e principalmente por ser meu maior exemplo de fé e de pessoa batalhadora. Á minha dupla, Sofia, por desenvolver esse trabalho comigo e diversos outros, sempre estar disposta a fazer o melhor e por ter tornado mais leve os momentos finais na Universidade. Por fim, à todos que estiveram presentes no percurso da vida e agregaram com inspirações e me engradeceram com ser humano.

Eu, Sofia, gostaria de agradecer, primeiramente, aos meus pais que sempre estiveram comigo e nunca mediram esforços para me propiciarem a melhor educação. Agradeço ao meu amigo e parceiro de trabalho, Felipe, que me acompanha desde os primeiros semestres da faculdade, tenho muito orgulho de você e sei que ainda estão por vir muitas conquistas. Agradeço ao Lucas Fellipe, que foi o meu suporte em os todos os momentos da minha graduação.

Resumo

O Câncer é um problema de saúde provocado a partir do crescimento desordenado de células, o qual é responsável por aproximadamente 10 milhões de óbitos anuais. Além do mais, a incidência e a mortalidade ocasionadas pelas neoplasias duplicaram nos últimos 30 anos. Neste sentido, é descrita uma proposta de desenvolvimento de um novo método cirúrgico, menos invasivo, para o tratamento do câncer no tecido renal. Logo, o presente estudo tem como objetivo, otimizar o circuito gerador de pulsos da versão inicial do Projeto Marie a partir da seleção precisa dos componentes e apresentar as simulações no software LTspice com a aplicação dos pulsos na carga análoga dos eletrodos e do tecido renal, os quais foram representados pelo modelo elétrico Cole-Cole. Portanto, as simulações realizadas apresentam subsídios para a validação e embasamento para os testes em bancada.

Palavras-chaves: Câncer, Eletroporação Irreversível, Simulação, SPICE e Projeto Marie

Abstract

Cancer is a health problem caused by the disordered growth of cells, which is responsible for approximately 10 million deaths annually. Moreover, the incidence and mortality caused by neoplasms have doubled in the last 30 years. In this sense, a proposal to develop a new, less invasive surgical method for the treatment of cancer of the renal tissue is described. Therefore, this study aims to optimize the pulse generator circuit of the initial version of the Marie Project from the precise selection of components and present simulations in the LTspice software with the application of pulses in the analogous load of the electrodes and the renal tissue, which were represented by the electronic model Cole-Cole. Therefore, the simulations performed present subsidies for the validation and basis for the bench tests.

Key-words: Cancer, Irreversible Electroporation, Simulation, SPICE and Project Marie

Lista de ilustrações

Figura 1 – Tipos de proliferação celular. (A) Célula geneticamente alterada: a partir do processo de divisão celular, (B) Hiperplasia: aumento do número de células em um órgão ou tecido, (C) Displasia: desenvolvimento celular fora do normal, (D) Câncer *in situ*: é o primeiro estágio do câncer e as células com alterações estão localizados somente na camada que se desenvolveram, (E) Câncer invasivo: versão mais grave da doença, em que as células cancerígenas são disseminadas e invadem outros tecidos ou órgãos, além da região inicialmente afetada (Fonte: Weinberg (1996) e (INCA, 2020a) com adaptações). 17
Figura 2 – Etapas para o desenvolvimento do Projeto Marie. Nesse trabalho serão exploradas as etapas 1- Validação da ideia e 2- Pesquisa. 22
Figura 3 – Procedimento de Eletroporação em tecido cancerígeno com a demostração do processo de formação de poros na membrana plasmática de uma célula a partir dos pulsos elétricos transmitidos pelos eletrodos (Fonte: Sun et al. (2021) com adaptações). 24
Figura 4 – Apresentação dos procedimentos atuais realizados com a Eletroporação Reversível. A entrega de drogas, fusão celular, extração de moléculas e proteínas e a transfecção de genes são exemplificadas. 25
Figura 5 – Apresentação dos procedimentos realizados com a Eletroporação Irreversível. A ablação ocorre por meio da necrose ou a apoptose celular. . 26
Figura 6 – Pulsos de campos elétricos com a comparação da amplitude de pulso, forma de onda e período de aplicação do campo elétrico para os dois tipos de Eletroporação.(Fonte: Sheehan e Srimathveeravalli (2022) com adaptações). 26
Figura 7 – Equipamento *NanoKnife*. Interface de controle: (A) Tela LCD com *touchscreen* e teclado e (C) Interruptor tipo pedal duplo. Unidade de potência: (B) Gerador e (B.1) Imagem interna do gerador. 28
Figura 8 – Esquemático dos principais blocos do processo de operação do equipamento *NanoKnife*. A unidade de potência é composta por elementos de alta tensão, marcados pela cor cinza. (Fonte: (BERTACCHINI et al., 2007) com adaptações) 28

Figura 9 – Sondas *NanoKnife*. (A) Componentes (B) Eletrodo de ativação (cor azul) e eletrodo padrão (cor branca) e (C) Espaçador. (Fonte: (EUNETHTA, 2019) com adaptações) 29
Figura 10 – Sinal de ECG e sincronização com aplicação do pulso elétrico do equipamento *NanoKnife* durante o período refratário (Fonte: AngioDynamics (2019)) 30
Figura 11 – Diferenciação da aplicação de campos elétricos em uma célula. (A) Sem aplicação (B) Primeira fase da aplicação: formação do poro momentâneo durante a mudança do potencial da membrana plasmática, (C) Segunda fase da aplicação: expansão variável da membrana plasmática e formação de poros permanentes.(Fonte: Lunelli, Cussenot e Rosette (2021) com adaptações). 32
Figura 12 – Distribuição de aplicações de Eletroporação de acordo com a características dos pulsos. (Fonte: Sheehan e Srimathveeravalli (2022) com adaptações). 32
Figura 13 – Distribuição do campo eléctrico (a) Aplicação de dois eletrodos do tipo agulha, (b) Aplicação de quatro eletrodos do tipo agulha e (c) Tecido alvo colocado simetricamente entre os eletrodos de placa finita (Fonte: Čorović, Pavlin e Miklavčič (2007) com adaptações). 33
Figura 14 – Pulso de onda quadrada não ideal com a marcação dos parâmetros de tempo e amplitude, utilizados para determinação da qualidade do sinal. (Fonte: Alferink (2013) com adaptações). 35
Figura 15 – Diagrama de blocos de um aplicação geral de um gerador de pulsos de alta tensão. O primeiro representa a fonte primária de energia de baixa tensão, o segundo é o armazenador de energia que é dimensionado de acordo com a tensão máxima do sistema, o terceiro é responsável pelo controle da descarga da energia armazenada na carga e o último representa o alvo onde será aplicado os pulsos de alta tensão. (Fonte: Pai e Zhang (1995) com adaptações). 36
Figura 16 – Comportamento ideal de um sistema CCPS, com descarga total do capacitor, o sistema possui três períodos distintos de operação: período de carregamento, espera e descarga. O período de carregamento é determinado pela eficiência de carregamento do sistema CCPS, o período de espera é um período breve onde é realizada a troca de chaves para haver o descarregamento e o período de descarga é determinado pela relação de descarregamento do capacitor e da carga 37

Figura 17 – Simulação de um circuito de descarga de capacitor com carga resistiva, capacitor de $C_1 = 0,5\ \mu$F e resistor de $R_1 = 50\ \text{k}\Omega$, com tensão de carregamento $V_0 = 100$ V. 38
Figura 18 – Exemplo de circuito meia ponte, com IGBTs, para a geração de pulsos positivos de alta tensão, os *drivers* de porta (do inglês, *gate driver*) possuem diferentes possibilidades de circuitaria e o controlador pode ser digital ou analógico. 38
Figura 19 – Operação do circuito *bootstrap* 40
Figura 20 – Esquemático que apresenta um tecido e o seu circuito elétrico equivalente, conhecido como modelo de bioimpedância Cole-Cole, para esse modelo é utilizado aplicadores paralelos de geometria simples. (Fonte: (TRAINITO; FRANÇAIS; PIOUFLE, 2015)). 44
Figura 21 – Estrutura anatômica do rim. As três principais regiões anatômicas do rim: a cápsula, o córtex, e a medula com diferenciações histológicas. (Fonte: (VIEIRA, 2022)) 45
Figura 22 – Modelos de impedância da sonda, (a) Modelo com simples capacitor, (b) Modelo não ideal com perdas associadas, (c) Modelo aplicado em experiências electro-químicas primitivas(CP: capacidade da sonda, RHF: resistência de alta frequência, RLF: resistência de baixa frequência, CPE: elemento de fase constante, CDL: capacitância de dupla camada, RCT: resistência de transferência de carga, RDC: resistência DC, W: elemento *Warburg*) (Fonte: (JOCHUM; DENISON; WOLF, 2009)) . . 46
Figura 23 – Circuito de chaveamento a ser simulado para análise, a topologia do componente *gate driver* pode possuir diferenciações de acordo com a presença ou não de elementos lógicos de controle. 48
Figura 24 – Circuito proposto para o acoplamento do tecido renal com eletrodos durante a simulação do gerador de pulsos. 51
Figura 25 – Modelos análogos de exemplificação para a criação de modelos de Subcircuito no software LTspice, existem outras variações que podem ser utilizadas para a construção do modelo. 52
Figura 26 – Esquemático dos circuitos de validação do modelo SPICE do Diodo UF4007, no software LTspice. 53
Figura 27 – Esquemáticos dos circuitos para a validação dos *drivers* escolhidos, realizou-se a simulação transiente, `.tran`, simulando 4 μs com período de pulsos nas entradas lógicas H_{in} e L_{in} setado para $T = 2\ \mu$s, para *drivers* com entradas de controle foram inseridos pulsos nas entradas para verificação de funcionamento. 53

Figura 28 – Topologias de circuitos utilizados para a validação dos modelos IGBTs. 54
Figura 29 – Esquemático da simulação de validação da topologia com fonte flutuante *bootstrap*. 55
Figura 30 – Esquemático da simulação com carga análoga e demarcação com quadrados vermelhos dos locais de aferição da potência dissipada, a potência é aferida utilizando a ferramenta de ponta de prova com a tecla `ALT` pressionada 56
Figura 31 – Fluxograma do processo de seleção dos componentes principais para a simulação do circuito gerador de pulsos 57
Figura 32 – Simulação no software LTspice do Diodo UF4007. 60
Figura 33 – Zona de polarização direta resultante da simulação com o modelo do diodo UF4007. 60
Figura 34 – Simulação no software LTspice para análise da tensão de entrada e saída no lado alto e no lado baixo para os *drivers* selecionados. 62
Figura 35 – Resultado da simulação de varredura de parâmetros de tensão nas fontes do circuito da Figura 28a, os gráficos apresentam a tensão e corrente no coletor dos IGBTs. 63
Figura 36 – Resultados de simulação de chaveamento da porta do IGBT, foram marcados os tempos e tensões onde ocorrem transições e o platô. . . . 64
Figura 37 – Resultado da simulação de varredura de parâmetros de tensão nas fontes do circuito da figura 28a, os gráficos apresentam a tensão e corrente no coletor dos IKW40N120T2. 66
Figura 38 – Resultado da simulação de varredura de parâmetros de tensão no simulador utilizado pela empresa fabricante do IGBT IKW40N120T2. . . 66
Figura 39 – Resultados de simulação de chaveamento da porta do IKW40N120T2, foram marcados os tempos e tensões onde ocorrem transições e o platô. 67
Figura 40 – Análise da tensão de entrada e saída no lado alto e no lado baixo para dos circuitos completos para o *driver* DGD2190MS8-13. 68
Figura 41 – Análise da tensão de entrada e saída no lado alto e no lado baixo para dos circuitos completos para o *driver* IRS2113SPBF. 69
Figura 42 – Análise da tensão de entrada e saída no lado alto e no lado baixo para dos circuitos completos para o *driver* IRS21844SPBF. 69
Figura 43 – Análise do comportamento da corrente no capacitor de *bootstrap* no circuito utilizando o *driver* DGD2190MS8-13. 70
Figura 44 – Análise do comportamento da corrente no capacitor de *bootstrap* no circuito utilizando o *driver* IR2113S. 71

Figura 45 – Análise do comportamento da corrente no capacitor de *bootstrap* no circuito utilizando o *driver* IR21844SBPF. 72
Figura 46 – Comparação de resultados de pulsos de controle de porta para um capacitor de bootstrap dentro da faixa necessária e um subdimensionado. 72
Figura 47 – Análise da temporização relacionando sinal de entrada e saída do *driver* IR2113S, respectivamente H_{IN} e H_O e os sinais na carga análoga. . . . 73
Figura 48 – Diferença de potencial entre seções da carga análoga. 74
Figura 49 – Sinal presente na saída de ativação do lado alto do *driver* e na carga, para o momento de ativação do primeiro ciclo de L_{IN}. 74
Figura 50 – Potência dissipada no componentes que representam o eletrodo 1. . . . 75
Figura 51 – Análise da temporização relacionando sinal de entrada e saída do *driver* IR2113S, respectivamente H_{IN} e H_O e os sinais na carga análoga com o transistor IKW40N120T2. 75
Figura 52 – Sinal presente na saída de ativação do lado alto do *driver* e na carga, para o momento de ativação do primeiro ciclo de L_{IN} na topologia utilizando o componente IKW40N120T2 como IGBT. 76
Figura 53 – Diferença de potencial entre seções da carga análoga com o circuito de chaveamento utilizando o componente IKW40N120T2 como IGBT. . . 76
Figura 54 – Potência dissipada no componentes que representam o eletrodo 1 com o IGBT IKW40N120T2. 77
Figura 55 – Simulação no *software* LTspice do Driver 2ED2184S06FXUMA1 92
Figura 56 – Simulação no *software* LTspice do Driver DGD2190MS8-13 92
Figura 57 – Simulação no *software* LTspice do Driver IR2113SPBF 92
Figura 58 – Simulação no *software* LTspice do Driver IR21844SPBF 93
Figura 59 – Simulação no *software* LTspice do *driver* DGD2190M com o IGBT IKW15T120 94
Figura 60 – Simulação no *software* LTspice do *driver* DGD2190M com o IGBT IKW40N120T2 94
Figura 61 – Simulação no *software* LTspice do *driver* IRS2113S com o IGBT IKW15T120 95
Figura 62 – Simulação no *software* LTspice do *driver* IRS2113S com o IGBT IKW40N120T2 95
Figura 63 – Simulação no *software* LTspice do *driver* IRS21844S com o IGBT IKW15T120 95
Figura 64 – Simulação no *software* LTspice do *driver* IRS21844S com o IGBT IKW40N120T2 96

Lista de tabelas

Tabela 1 – Descrição do eletrodo bipolar do tipo agulha MS306 em comparação com o eletrodo utilizado no equipamento *NanoKnife*. 45
Tabela 2 – Seleção dos IGBTs conforme os filtros dos sites de busca *Mouser* e *Digi-key* 49
Tabela 3 – Seleção do driver de Porta conforme os filtros dos sites de busca *Mouser* e *Digi-key* 49
Tabela 4 – Determinação das variáveis do modelo matemático Cole-Cole de dois polos para três principais regiões do rim de porco. (Fonte: (SALAHUDDIN et al., 2018)) 50
Tabela 5 – Determinação das variáveis do modelo matemático Cole-Cole para o eletrodo MS306 do tipo agulha. (Fonte: (KÖLBL et al., 2010)) 51
Tabela 6 – *Drivers* selecionados para a simulação. 58
Tabela 7 – IGBTs selecionados para a simulação. 58
Tabela 8 – Combinação entre os componentes principais (*Driver*, IGBT e Diodo) e o capacitor de *Bootstrap* resultante. 59
Tabela 9 – Parâmetros de tempo para o pulso de onda quadrada não ideal simulada no *software* LTspice para os *drivers* em comparação com os resultados do *datasheet* 61
Tabela 10 – Nova combinação entre os componentes principais (*Driver*, IGBT e Diodo) e o capacitor de *Bootstrap* resultante 65
Tabela 11 – Parâmetros de tempo para o pulso de onda quadrada não ideal simulada no software LTspice do sistema de chaveamento 69
Tabela 12 – Classificação de equipamentos de Eletroporação conforme as normas técnicas 91
Tabela 13 – Modelos SPICE dos drivers de porta 97
Tabela 14 – Modelos SPICE dos IGBTs 97

Lista de abreviaturas e siglas

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária

ARF - Ablação Hepática por Radiofrequência

BRF - Frequência das Rajadas de Pulsos, (*Burst Repetition Frequency*)

BV - Breakdown Voltage

CC - Corrente Contínua (DC - *Direct Current*)

CCPS - Fonte de Carregamento de Capacitor (*Capacitor Charging Power Suply*)

CEE - Comunidade Econômica Europeia

ECG - Eletrocardiograma

ESR - *Equivalent Series Resistence*

FDA - Food and Drug Administration

IGBT - Transistor Bipolar de Porta Isolada

INPI - Instituto Nacional da Propriedade Intelectual

IRE - Eletroporação Irreversível (*Irreversible Electroporation*)

LCD - *Display* de cristal líquido (*Liquid Crystal Display*)

LEDC - Gerador de Corrente Contínua de Baixa Energia Controlada por Software

MOSFET - Transistor de Efeito de Campo Metal-Óxido-Semicondutor *(Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*)

MOHS - Cirurgia Microscopicamente Controlada

MWA - Ablação por Micro-ondas

NTIRE - Eletroporação Irreversível Não-térmica (*Non-thermal Irreversible Electroporation*)

PRF - Frequência de Repetição de Pulsos (*Pulse Repetition Frequency*)

RE - Eletroporação Reversível (*Reversible Electroporation*)

RFA - Radiofrequência

RILD - Doença Hepática Induzida por Radiação

SOFIA® - Software Intensive Ablation

SUS - Sistema Único de Saúde

TRR - Tempo de Recuperação Reversa (*Reverse Recovery Time*)

V0 - Versão Inicial do Projeto Marie

Sumário

1 INTRODUÇÃO 17
1.1 Contextualização 17
1.2 Problemática 20
1.3 Objetivos 22
1.3.1 Objetivo Geral 22
1.3.2 Objetivos Específicos 22
1.4 Organização do Trabalho 23

2 EMBASAMENTO TEÓRICO 24
2.1 Eletroporação 24
2.1.1 Tecnologias Disponíveis no Mercado 27
2.1.1.1 Componentes 27
2.1.1.2 Funcionalidades de Segurança do Gerador 30
2.1.1.3 Admissibilidade e Restrições 31
2.1.2 Influência de Pulsos Elétricos na Eletroporação 31
2.2 Circuito Gerador de Pulsos 34
2.2.1 *Driver* de Porta 38
2.2.2 Circuito de Bootstrap 39
2.3 Construção do Modelo da Carga 41
2.3.1 Modelo Elétrico Cole-Cole 42
2.3.1.1 Modelo Cole-Cole para o Tecido Renal 43
2.3.2 Modelo Análogo para Eletrodos 45

3 METODOLOGIA 47
3.1 Circuito Gerador de Pulsos 47
3.1.1 Escolha dos componentes 47
3.2 Modelo de Carga 50
3.3 Simulação e Análise do Circuito 51
3.3.1 Validação dos Modelos SPICE 52
3.3.2 Validação da Topologia 54
3.3.3 Aplicação Modelo Carga 55

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO 57
4.1 Triagem dos Componentes 57

4.2 Validação dos Modelos e Topologia 59
4.2.1 Validação Modelo Diodo UF4007 59
4.2.2 Validação Modelos *Drivers* 60
4.2.3 Validação Modelos IGBTs 61
4.2.4 Simulações Topologia 68
4.3 Simulações com Carga Modelo Cole-Cole 73

5 CONCLUSÃO 78
5.1 Trabalhos Futuros 79

REFERÊNCIAS 81

APÊNDICE A – NORMAS TÉCNICAS 89

APÊNDICE B – AFERIÇÃO DE PERÍODOS DE PULSO DOS *DRIVERS* 92

APÊNDICE C – AFERIÇÃO DE PERÍODOS DE PULSO DOS SISTEMAS DE CHAVEAMENTO 94

ANEXO A – MODELOS SPICE UTILIZADOS 97
A.1 Modelos SPICE dos Drivers de Porta 97
A.2 Modelos SPICE dos IGBTS 97
A.3 Modelo Diodo UF4007 98

1 Introdução

1.1 Contextualização

A neoplasia ou também denominada de tumor maligno ou câncer, é o conjunto de mais de 100 doenças, as quais têm em comum o crescimento desordenado de células de um determinado tecido ou órgão em consequência de uma mutação genética durante o processo da divisão celular (WEINBERG, 1996), apresentada na Figura 1a. Por conseguinte, a célula recebe instruções incorretas para as suas atividades (INCA, 2020b) e assim inicia-se o processo da formação do câncer (carcinogênese ou oncogênese).

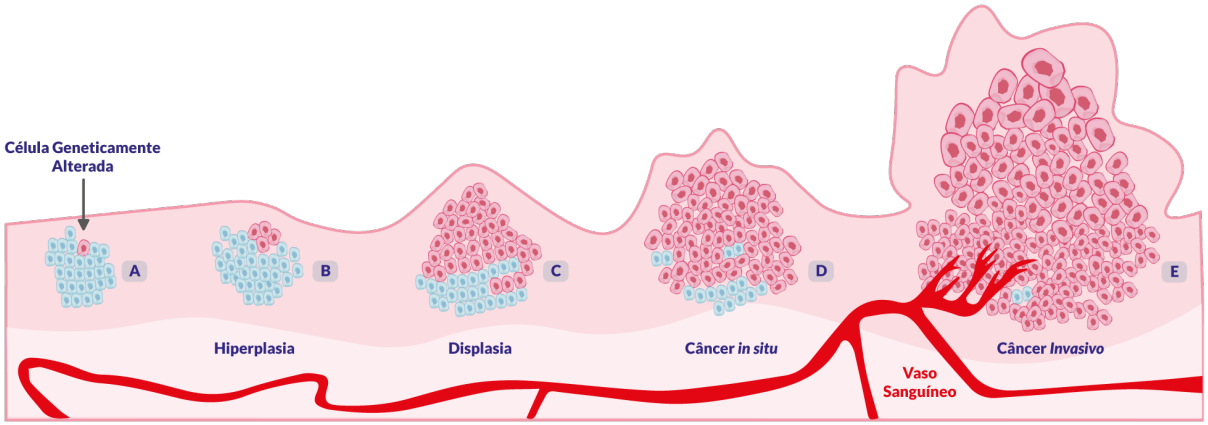


Figura 1 – Tipos de proliferação celular. (A) Célula geneticamente alterada: a partir do processo de divisão celular, (B) Hiperplasia: aumento do número de células em um órgão ou tecido, (C) Displasia: desenvolvimento celular fora do normal, (D) Câncer *in situ*: é o primeiro estágio do câncer e as células com alterações estão localizados somente na camada que se desenvolveram, (E) Câncer invasivo: versão mais grave da doença, em que as células cancerígenas são disseminadas e invadem outros tecidos ou órgãos, além da região inicialmente afetada (Fonte: Weinberg (1996) e (INCA, 2020a) com adaptações).

Vale ressaltar que existem dois tipos de proliferação celular: a controlada e a não controlada. Dessa forma, o crescimento controlado é gerado a partir de estímulos fisiológicos ou patológicos, os quais tem como consequência o crescimento localizado e autolimitado de células (RUOSLAHTI, 1996), também denominada neoplasia benigna. Assim, após o término dos estímulos o efeito pode ser reversível, como ilustrado a hiperplasia (Figura 1b) e a displasia (Figura 1c). Já o crescimento não controlado, persiste de maneira excessiva mesmo após o término dos estímulos que o provocaram (INCA, 2020a),

processo denominado de neoplasia maligna, como ilustrado o câncer *in situ* (Figura 1d) e o câncer invasivo (Figura 1e).

Assim, o processo de crescimento descontrolado das células deve ser monitorado para diminuir riscos ao paciente, visto que, no estágio do câncer invasivo com a multiplicação desordenada das células tumorais gera-se o processo de metástase com a introdução de células tumorais em outros órgãos, tecidos adjacentes, vasos sanguíneos e linfáticos (OPPERMANN, 2014). Entretanto, o processo de formação do câncer varia conforme o tipo de célula e a sua localização. Porém em geral, o desenvolvimento da neoplasia ocorre lentamente, podendo levar vários anos para que uma célula cancerosa prolifere-se e dê origem a um tumor visível (INCA, 2020b).

Destaca-se que existem múltiplos fatores que influenciam no desenvolvimento das neoplasias, como o envelhecimento e o crescimento populacional, fatores genéticos, socioeconômicos e a incorporação de hábitos e atitudes associados à urbanização (sedentarismo, alimentação inadequada, entre outros) (INCA, 2019; SUNG et al., 2021).

Atualmente, o câncer é a segunda principal causa de mortes prematuras[1] no mundo, somente ficando atrás das doenças cardiovasculares (MALTA et al., 2019). Estima-se que as neoplasias são responsáveis por aproximadamente 10 milhões de óbitos anuais, e possuem uma proporção de uma em cada seis mortes (OMS, 2022).

No Brasil, só no ano de 2020 foram registrados 625 mil óbitos causados pelo câncer, vale ressaltar que esse alto índice advém dos principais tipos de câncer: mama, traqueia, brônquios, pulmões e próstata (INCA, 2021). Por conseguinte, a incidência e a mortalidade causadas pelo câncer vem aumentando no mundo, visto que nos últimos 30 anos essa ocorrência duplicou (OPPERMANN, 2014).

Dessa forma, torna-se necessário o estabelecimento de rotinas de prevenção (exames de rastreamento, alimentação saudável, exercícios periódicos, diminuição da exposição ao sol, suspender o uso de cigarros, etc.) (INCA, 2020a), uma vez que 40% dos óbitos causados pelo câncer poderiam ser evitados (OMS, 2022). Entretanto, em consequência dos novos tratamentos disponíveis e da identificação precoce da doença houve um progresso nas taxas de sobrevida no mundo.

O tratamento do câncer pode ser realizado através de quimioterapia, radioterapia, cirurgia, ou transplante. Tal que, a quimioterapia é tratamento sistêmico com medicamentos denominados "quimioterápicos" (ou antineoplásicos), a radioterapia é o tratamento local ou locorregional que utiliza equipamentos e técnicas variadas para irradiar ionizantes, enquanto que a cirurgia consiste na retirada do tumor através de operações no corpo

[1] Mortes prematuras: antes dos 70 anos de idade.

do paciente (INCA, 2020a). Porém, em muitos casos é necessário combinar mais de uma modalidade conforme as condições clínicas de cada paciente.

Dessa maneira, por mais que ocorreram grandes avanços e melhorias no desenvolvimento dos tratamentos oncológicos, ainda tem-se a necessidade no desenvolvimento e pesquisa para a implementação de novas técnicas, visto que muitos tumores ainda são considerados não elegíveis para tratamentos cirúrgicos quando possuem complexa localização, grande extensão do tumor e quando o paciente é portador de comorbidades (MEIJERINK; SCHEFFER; NARAYANAN, 2018). Ademais, a radioterapia em tumores hepáticos possui uma limitação relacionada a baixa tolerância do tecido, podendo causar a Doença Hepática Induzida por Radiação (RILD) (JR; JR, 1966; AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019b) e a quimioterapia geralmente possui um efeito temporário e raramente leva a regressão do câncer quando realizada de forma isolada (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2020). Além do que, são metodologias que ao eliminarem o tumor também influenciam negativamente em outras áreas do organismo.

Outrossim, tendo em vista a minimização ao impacto causado aos tecidos saudáveis adjacentes ao tumor existem alguns mecanismos menos invasivos para retirada do tumor, como: cirurgia a laser, ablação, cirurgia microscopicamente controlada (Mohs), cirurgia laparoscópica, cirurgia toracoscópica, cirurgia robótica e radioterapia estereotáxica (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019a). Por conseguinte, a ablação percutânea, é uma técnica bastante utilizada no tratamento de doenças, principalmente empregada para retirada de tumores, visto que destroem os tecidos cancerígenos.

Essa técnica é realizada a partir da inserção de uma agulha, *probe* ou antena até o tumor e através dela são aplicados pulsos elétricos, ondas eletromagnéticas ou gases, o que podem gerar ou não o aumento de temperatura no local e consequentemente levar à destruição da neoplasia. Dessa forma, esse precedimento é a primeira escolha no tratamento de alguns tipos de tumores em estágios precoces, é indicada em casos de irressecabilidade ou alto risco cirúrgico e recomenda para o tratamento de sintomas relacionados ao tumor, principalmente dor crônica (NEOCURE, 2021).

Atualmente, existem quatro principais tipos de ablação: por Radiofrequência, Micro-ondas, Crioablação e Eletroporação. As técnicas mais utilizadas são Radiofrequência (RFA) e ablação por Micro-ondas (MWA), ambos os métodos produzem calor no tecido alvo para induzir a necrose das células coagulativas (ANGIODYNAMICS, 2019). Além do mais, a Crioablação também é uma metodologia térmica, visto que a partir da movimentação de nitrogênio líquido no interior das sondas levam a uma acentuada redução de temperatura, e assim congelam e descongelam o tecido tumoral, processo o qual leva à sua destruição (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019a; NEOCURE, 2021).

Entretanto, para essas opções de ablação o volume do tecido é limitado pela perfusão sanguínea e especialmente a proximidade dos vasos sanguíneos (GOLBERG; YARMUSH, 2013). Dessa forma, dependendo da região do tumor a metodologia de tratamento por ablação térmica se torna inviável.

Como uma alternativa, surgiu uma metodologia não térmica de tratamento utilizando pulsos de campos elétricos, essa técnica é denominada Eletroporação Irreversível não térmica (NTIRE do inglês, *non-thermal irreversible electroporation*). A grande vantagem da utilização dessa técnica é a aplicação da ablação sem o efeito térmico e a preservação da matriz dos vasos sanguíneos adjacentes ao tecido cancerígeno (MARKELC; ČEMAŽAR; SERŠA, 2017).

Dessa forma, a NTIRE se torna uma forma de tratamento de câncer com mais aspectos positivos que negativos, sendo necessário o desenvolvimento de equipamentos especializados para favorecer o estudo e desenvolvimento da técnica.

1.2 Problemática

A partir da Portaria Nº 874, de 13 de Maio de 2013, a qual institui a política nacional de prevenção e controle do câncer no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS), possibilitou o reconhecimento do câncer como uma doença crônica, passível de prevenção e que exige acompanhamento e cuidado do paciente (BRASIL, 2013). Além do mais, a Lei nº 12.731 de 22 de novembro de 2012, determina que todo paciente diagnosticado com câncer de forma positiva por um profissional especializado tenha seu tratamento iniciado em até 60 dias (BRASIL, 2012).

Desta forma, para casos cirúrgicos tem-se o interesse da aplicação de mecanismos minimamente invasivos, uma vez que essas tecnologias favorecem no processo de reabilitação, possuem menos efeitos colaterais e garantem maior sobrevida aos pacientes. Entretanto, para a Eletroporação Irreversível (IRE do inglês, *Irreversible Electroporation*) existe apenas um único dispositivo, com aprovação para utilização clínica, licenciado pela Anvisa no Brasil (TIMMER et al., 2020), o Nanoknife.

Outrossim, em relação aos custos de aquisição e de procedimentos do sistema NanoKnife variam entre $200.000 e $ 300.000 (LOMANGINO; MOSCHER; CAMPOSOUT-CALT, 2015), tendo nos Estados Unidos um custo médio de $200.530 (ECRI, 2014). Além do mais, o eletrodo de uso único para o NanoKnife de 15 cm custa $1.888 e sua variação de 25 cm custa $1.984. Os custos de manutenção preventivo do gerador de pulsos varia entre $30.000 á $85.000, dependendo da duração da garantia (ECRI, 2014).

Em março de 2021 foi realizada a primeira cirurgia no Brasil utilizando o equipamento Nanoknife para a Eletroporação de um tumor pancreático (PORTAL HOSPITAIS BRASIL, 2021). Assim, tal cirurgia foi realizada em um hospital particular da Rede D'Or em São Paulo. Entretanto, para que este equipamento seja incorporado pela rede do SUS é necessário passar por processos de avaliação da tecnologia, porém o alto custo pode inviabilizar tal aquisição.

Logo, é fundamental o desenvolvimento de outras tecnologias e dispositivos mais acessíveis para a realização do procedimento de ablação em tecidos tumorais. Dessa forma, o grupo de pesquisa coordenado pela professora Dr^{a} Suélia Rosa têm trabalhado na elaboração de equipamentos médicos assistenciais para uso oncológico. Assim, em 2015 iniciou-se o Projeto SOFIA® (Software Intensive Ablation) com a finalidade de realizar o procedimento de Ablação Hepática por Radiofrequência (ARF) e desde 2016 o equipamento foi submetido a testes in-vivo em porcos e ratos. Vale ressaltar que o dispositivo possui solicitação de patente registrada junto ao Instituto Nacional da Propriedade Intelectual (INPI).

Entretanto, mostrou-se a necessidade de ampliar a construção de equipamentos nessa área, surgindo assim o Projeto Marie, o qual tem o objetivo de desenvolver um equipamento eletromédico para NTIRE. Esse procedimento tem grande potencial de prover um melhor prognóstico ao paciente, já que não provoca danos significativos às estruturas próximas ao tumor.

Por conseguinte, o presente Trabalho de Conclusão de Curso é o primeiro documento a ser concluído vinculado ao Projeto Marie, sendo o passo inicial para o desenvolvimento e validação do dispositivo. Entretanto, tendo em vista a crise de semicondutores, a qual tem provocado atraso nas entregas e até mesmo paralisação parcial nas linhas de produção (CNN BRASIL, 2021; EXAME, 2021), a simulação foi a ferramenta de análise para a validação do circuito gerador de pulsos.

Assim, o emprego da simulação é fundamental para avaliar o comportamento dinâmico dos componentes e das grandezas físicas (tensão, corrente, potência, etc.) em diferentes configurações de entrada e de carga, sendo necessário muitas vezes análise dos parâmetros elétricos em vários nós e malhas do circuito sem a necessidade de compra imediata dos componentes eletrônicos. Além de que, permite o estabelecimento dos parâmetros críticos e consequentemente propiciam o correto dimensionamento do circuito para futuros testes em bancada. Porém, para uma simulação adequada é necessário uma caracterização matemática dos dispositivos que integram o sistema, pois só desta forma é possível prever seu comportamento (OGRODZKI, 2018).

Ademais, o processo de simulação possibilita a verificação do desempenho do processo de Eletroporação a partir da aplicação dos pulsos elétricos no modelo análogo do tecido alvo, sendo uma ferramenta importante de redução de riscos.

Portanto, o Projeto Marie completo pode ser divido em oito etapas principais, conforme demonstrado na Figura 2, porém serão executas nesse trabalho apenas as duas primeiras etapas do processo de desenvolvimento do produto.

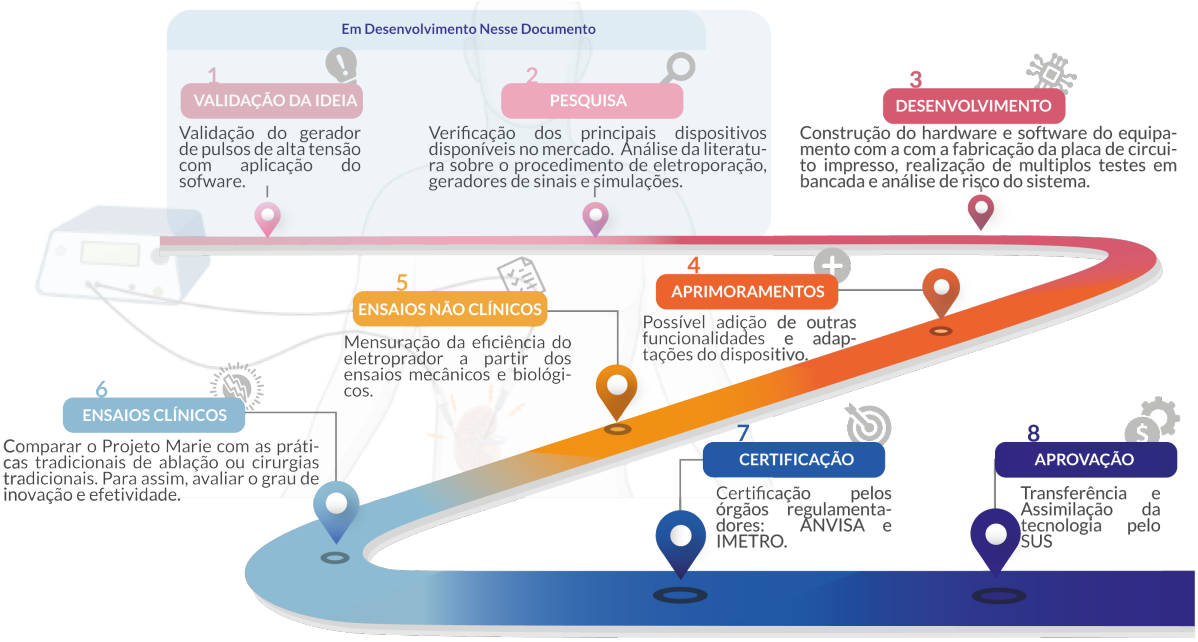


Figura 2 – Etapas para o desenvolvimento do Projeto Marie. Nesse trabalho serão exploradas as etapas 1- Validação da ideia e 2- Pesquisa.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

Otimizar e analisar o circuito gerador de pulsos para Eletroporação Irreversível, e em seguida aplicar o modelo elétrico de Cole-Cole e comparar os resultados simulados entre as combinações de circuito produzidas.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Tabular os componentes utilizáveis para o desenvolvimento do circuito físico;
- Validar modelo SPICE do *driver* de porta;
- Validar modelo SPICE do IGBT;

- Simular o circuito desenvolvido para as combinações selecionadas;
- Aplicar o modelo elétrico de Cole-Cole para as combinações selecionadas;
- Analisar as normas técnicas aplicáveis a Eletroporação.

1.4 Organização do Trabalho

O trabalho está dividido em cinco capítulos. No capítulo dois é apresentada a revisão teórica da Eletroporação, os principais equipamentos disponíveis no mercado global e nacional e as legislações existentes para tais equipamentos. Posteriormente descreve-se como os pulsos elétricos interagem com as células cancerígenas e como afetam o processo de eletroporação. Em seguida tem-se a apresentação dos geradores de pulsos e as principais topologias utilizadas. Por último, é apresentado o modelo matemático de Cole-Cole para a construção do modelo da carga.

O capítulo três descreve a metodologia utilizada para desenvolvimento do circuito do gerador de pulsos elétricos com os parâmetros para escolha dos componentes, descrição das variáveis do modelo Cole-Cole para os tecidos renais e a definição das variáveis da simulação.

No capítulo quatro são apresentados os resultados assim como a discussão dos mesmos. Por fim, no capítulo cinco, é exposta a conclusão deste documento e continuações a serem realizados para trabalhos futuros.

2 Embasamento Teórico

2.1 Eletroporação

A teoria de Eletroporação é baseada na característica fisiológica da membrana celular, a diferença de cargas entre o lado externo e interno da membrana plasmática é denominada de potencial de membrana, a qual é constituída por um gradiente elétrico. Portanto, o gradiente elétrico junto ao gradiente de concentração da célula desempenham um papel importante no movimento de substâncias pela membrana (TORTORA; DERRICKSON, 2016). Assim, a técnica de Eletroporação utiliza-se de um mecanismo biológico como embasamento para a aplicação.

Os campos elétricos de corrente contínua (CC e DC do inglês, *direct current*) externos podem alterar o potencial de membrana celular resultando na permeabilização. Logo, como consequência da permeabilização ocorre a formação de poros e tem-se um aumento na passagem de substâncias entre os lados externos e internos da célula (SHEEHAN; SRIMATHVEERAVALLI, 2022), o processo de Eletroporação pode ser visualizado na Figura 3.

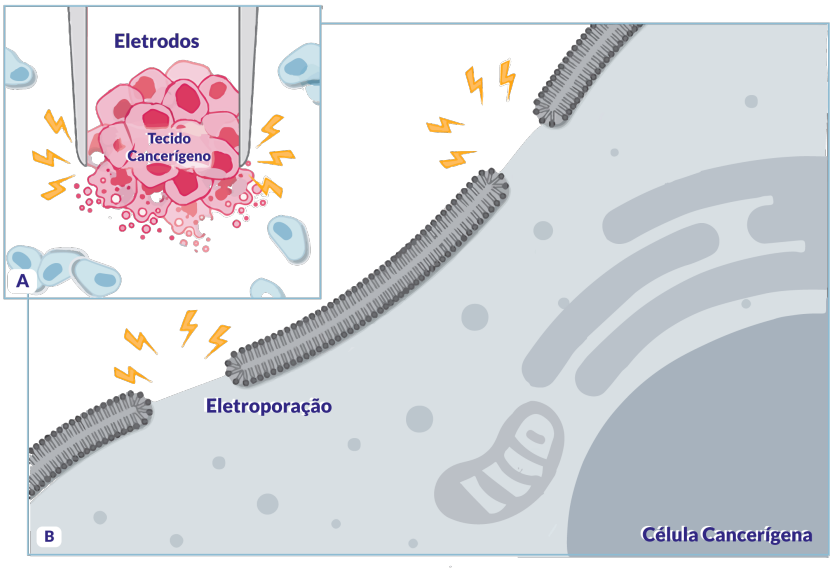


Figura 3 – Procedimento de Eletroporação em tecido cancerígeno com a demostração do processo de formação de poros na membrana plasmática de uma célula a partir dos pulsos elétricos transmitidos pelos eletrodos (Fonte: Sun et al. (2021) com adaptações).

Assim, tal processo pode ocasionar um efeito de permeabilização não permanente na membrana (Eletroporação Reversível), em que os poros se fecham após o estímulo elétrico e dessa maneira as células sobrevivem. Entretanto, a exposição a uma alta intensidade de campo elétrico CC pode levar a perda da homeostase, e permeabilizar definitivamente a membrana celular ocasionando a morte da célula (Eletroporação Irreversível).

Inicialmente a Eletroporação Reversível (RE, do inglês *reversible electroporation*) foi utilizada em aplicações para entrega de certos componentes para as células, como pequenas moléculas e materiais genéticos (NEUMANN et al., 1982; KINOSITA; TSONG, 1977). Com o avanço da técnica, hoje é utilizada para o tratamento de doenças com a entrega de medicamentos, extração de moléculas e proteínas, eletrofusão (fusão de células), e transfecção de genes. A Figura 4 exemplifica as metodologias apresentadas de RE.

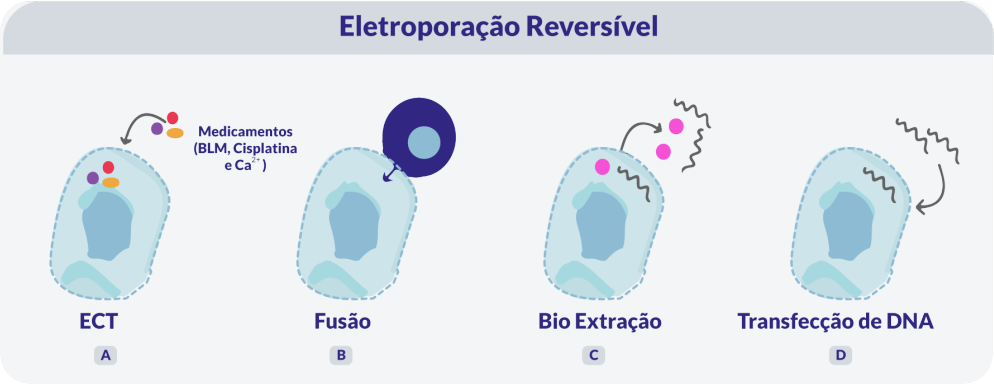


Figura 4 – Apresentação dos procedimentos atuais realizados com a Eletroporação Reversível. A entrega de drogas, fusão celular, extração de moléculas e proteínas e a transfecção de genes são exemplificadas.

Davalos, Rubinsky e Mir (2003) apresentaram a técnica da IRE que se tornou a estratégia para a lise celular localizada[1]. A Figura 5 exemplifica graficamente o processo da IRE a partir da necrose[2] e apoptose[3] celular.

[1] Ablação sem a necessidade de quimioterápicos ou mudança da temperatura.

[2] Tipo de morte celular, em que ocorre a ruptura celular a partir do aumento do volume celular, agregação da cromatina e desorganização do citoplasma. Além do mais, esse processo causa danos às células próximas e acontece uma reação inflamatória local.

[3] A apoptose é um tipo de morte programada que realiza a redução do volume celular, a condensação da cromatina, a clivagem do DNA e a divisão celular em corpos apoptóticos sem desencadear uma resposta imune.

Figura 5 – Apresentação dos procedimentos realizados com a Eletroporação Irreversível. A ablação ocorre por meio da necrose ou a apoptose celular.

Vale ressaltar que, o método da utilização de pulsos de campos elétricos para o tratamento de câncer foi inicialmente utilizado por Mir et al. (1991) com a abordagem da eletro-quimioterapia. As diferentes aplicações da Eletroporação se diferenciam pela amplitude de pulso, forma de onda e período de aplicação do campo elétrico, como pode ser visto na Figura 6, a RE utiliza pulsos de longa duração na faixa de microsegundos (μs), enquanto a IRE utiliza pulsos de duração de nanosegundos (ns), a utilização de pulso bifásico de alta frequência reduz a estimulação neuromuscular nas regiões não alvos (ARENA et al., 2010).

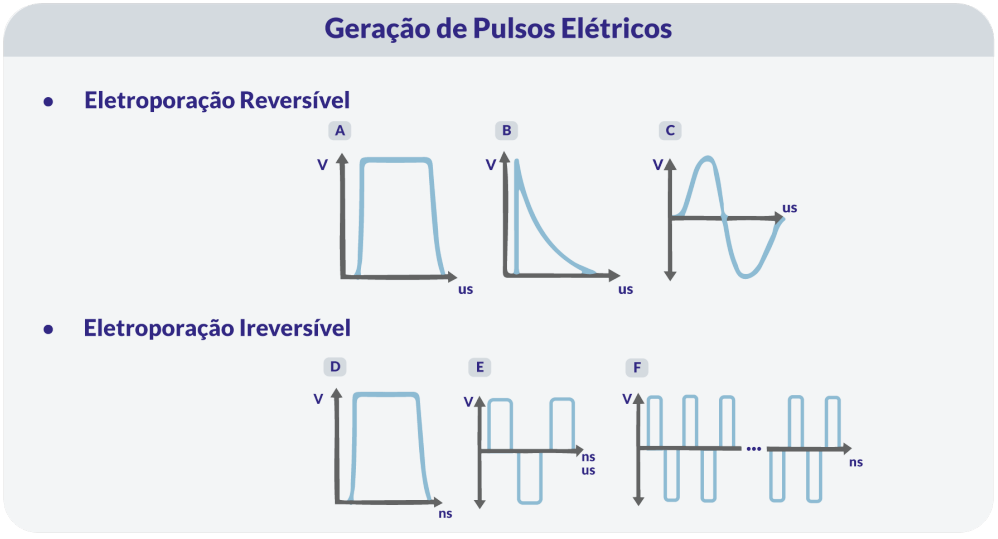


Figura 6 – Pulsos de campos elétricos com a comparação da amplitude de pulso, forma de onda e período de aplicação do campo elétrico para os dois tipos de Eletroporação.(Fonte: Sheehan e Srimathveeravalli (2022) com adaptações).

2.1.1 Tecnologias Disponíveis no Mercado

Existem diversos tipos de equipamentos de RE disponíveis no mercado como *Clinicporator*, *Neon Transfection System* e *ECM 830 Square Wave Electroporation System*, os quais são aplicados para transfecção [4], entrega de medicamentos e proteínas para células de mamíferos, de tecidos *in vitro, in vivo, ex vivo, in ovo* e tecidos vegetais. Porém, o equipamento *ECM 830 Square Wave Electroporation System*, foi utilizado em pesquisas para a aplicabilidade na IRE (GONG et al., 2016; LIU; ZHANG; ZHANG, 2021).

Já no Brasil, existem dois dispositivos de Eletroporação regularizados pela Anvisa (Agência Nacional de Vigilância Sanitária), o primeiro é o *Mesporation Electro Muscle* (n° de registro 81257710003), comercializado pela empresa Vezza Indústria e Comércio LTDA. Entretanto, esse produto estético consiste no processo de RE com a finalidade de tonificar e fortalecer a musculatura, assim como reduzir a gordura visceral e subcutânea.

Em contrapartida o segundo, é o sistema *NanoKnife* (nº de registro 80102512513), o qual é o único dispositivo de IRE licenciado pela Anvisa (TIMMER et al., 2020). Esse equipamento é fabricado e vendido pela empresa *AngioDynamics* (ANVISA, 2020). O equipamento é um gerador de corrente contínua de baixa energia controlada por software (LEDC, do inglês *software-controlled low-energy direct-current*).

Tendo em vista o foco do trabalho somente em equipamento de IRE serão descritos os principais componentes e as funcionalidades de segurança apenas do dispositivo *NanoKnife*.

2.1.1.1 Componentes

O sistema *NanoKnife* pode ser dividido em dois segmentos: a interface de usuário e a unidade de potência. Assim, a interface de usuário possui tela LCD com *touchscreen*, teclado para manuseio do software, Figura 7a, e interruptor tipo pedal duplo para controle do procedimento de ablação, Figura 7c, o qual se liga à unidade de potência. Já o segundo segmento, Figura 7b, possui o sistema de segurança e proteção para o paciente e o corpo clínico, assim como realiza a geração dos pulsos elétricos e conecta-se com as sondas de eletrodos individuais.

[4] Transfecção: introdução de ácidos nucleicos de maneira controlada em determinadas células.

Figura 7 – Equipamento *NanoKnife*. Interface de controle: (A) Tela LCD com *touchscreen* e teclado e (C) Interruptor tipo pedal duplo. Unidade de potência: (B) Gerador e (B.1) Imagem interna do gerador.

Na interface de usuário o operador insere os parâmetros do tratamento e os dados do paciente. Assim a partir desses dados o software gera uma representação em duas dimensões da área que sofrerá ablação (EUNETHTA, 2019). Além de que, durante o processo cirúrgico são apresentados os sinais dos eletrodos e do paciente. Na unidade de potência que efetivamente são gerados os pulsos elétricos conforme os parâmetros fornecidos pela interface de usuário. O esquemático da Figura 8, representa o processo de utilização do equipamento *NanoKnife*:

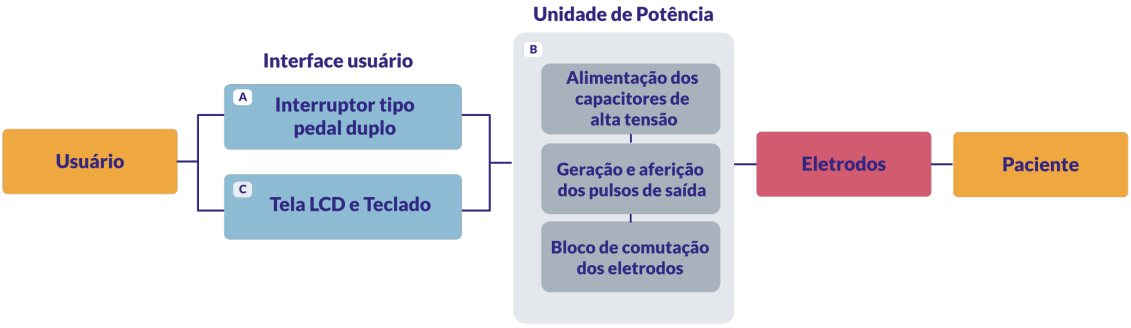


Figura 8 – Esquemático dos principais blocos do processo de operação do equipamento *NanoKnife*. A unidade de potência é composta por elementos de alta tensão, marcados pela cor cinza. (Fonte: (BERTACCHINI et al., 2007) com adaptações)

Além do mais, a unidade de potência possui seis saídas de sondas, o que permite que um utilizador ligue até seis sondas de eletrodos individuais de uma vez. Vale ressaltar que apenas um par de sonda de eletrodo pode ser utilizado de cada vez (BERTACCHINI et al., 2007). Existem duas opções de sondas com 15 cm ou 25 cm de comprimento e 19 *gauge* de diâmetro, ambas são cobertas por uma bainha retráctil de isolamento, o que permite o ajuste do comprimento da ponta ativa. Os componentes da sonda estão etiquetados na Figura 9a.

As sondas são descartáveis, conservadas em embaladas esterilizadas individuais e utilizadas em um único paciente. Existem dois tipos de eletrodos: o eletrodo de ativação (cor azul) e o eletrodo padrão (cor branca), ambos são conectados à unidade de potência por meio de cabos, representados na Figura 9b. A ativação do gerador de pulsos é realizada pelo eletrodo de ativação, permitindo assim o uso de outro eletrodo do tipo padrão para aplicação dos pulsos. Dessa forma, para a realização de um procedimento é utilizado apenas um eletrodo do tipo ativador e até 5 eletrodos padrões, este número varia entre 1 a 5 dependendo área que precisa sofrer Eletroporação (ANGIODYNAMICS, 2019).

Há um espaçador para sondas de eletrodos individuais, Figura 9c, disponível como um acessório opcional para auxiliar a espaçar as sondas a uma distância fixa e a manter as sondas paralelas.

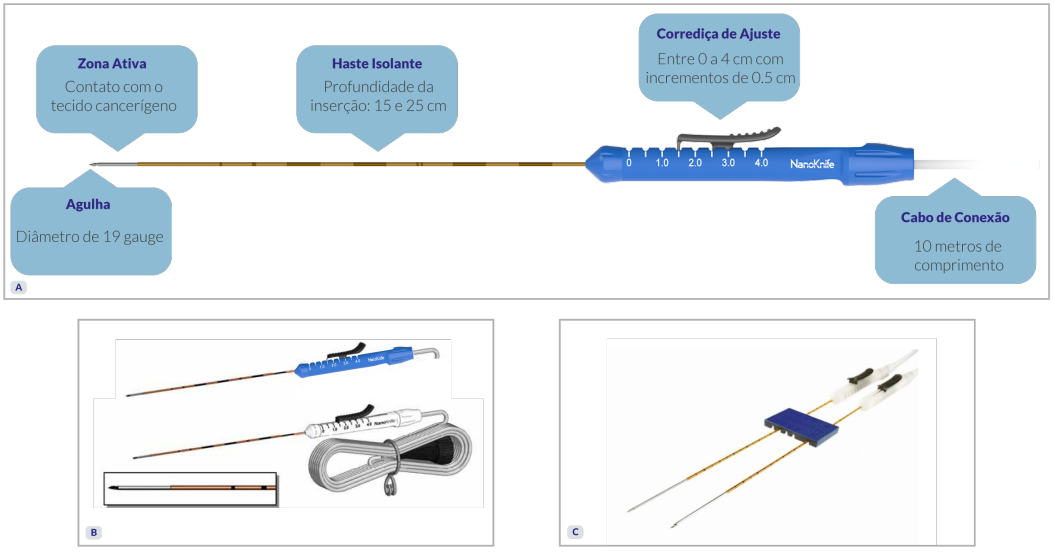


Figura 9 – Sondas *NanoKnife*. (A) Componentes (B) Eletrodo de ativação (cor azul) e eletrodo padrão (cor branca) e (C) Espaçador. (Fonte: (EUNETHTA, 2019) com adaptações)

2.1.1.2 Funcionalidades de Segurança do Gerador

O gerador possui funcionalidades de segurança para ajudar o utilizador no fornecimento da aplicação segura para o corpo clinico e ao paciente:

- Sincronização com sinal de eletrocardiografia: o Gerador *NanoKnife* tem uma sincronização ao eletrocardiografia (ECG) predefinida como modo de fornecimento de impulsos, conforme a Figura 10. A sincronização do ECG deve ser utilizada em todas as ablações no tórax e abdômen para evitar possíveis riscos (fibrilação auricular ou ventricular e arritmias cardíacas).

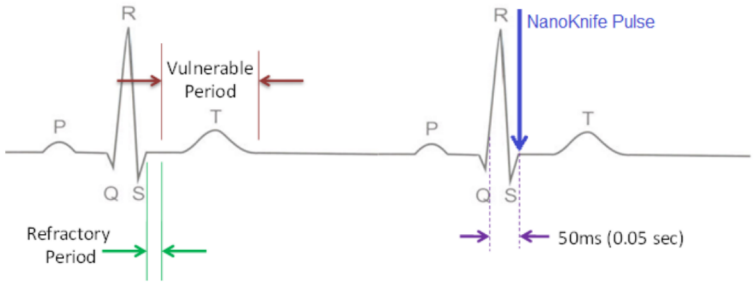


Figura 10 – Sinal de ECG e sincronização com aplicação do pulso elétrico do equipamento *NanoKnife* durante o período refratário (Fonte: AngioDynamics (2019))

- Pedal duplo: o Gerador *NanoKnife* inclui um pedal duplo que impede o fornecimento acidental de impulsos para o procedimento. Os pedais exigem que o utilizador arme primeiro o sistema ao pressionar o pedal esquerdo (Armar) e, em seguida, ao pressionar o pedal direito (Impulso) num espaço de 10 segundos após a preparação do fornecimento de energia ao paciente.

- Restrição da corrente de saída: quando o gerador identifica que a corrente entre o par de eletrodos excede os parâmetros de funcionamento do consumo de amperagem durante o fornecimento de impulsos (> 35 A)[5] os impulsos restantes são parados. Esta funcionalidade de segurança protege o paciente contra a aplicação de energia de saída que exceda as definições de corrente máximas.

- Teste de condutividade: depois das sondas de eletrodos serem colocadas e antes do fornecimento de impulsos, o gerador envia um impulso de energia reduzida entre cada par de sondas ativas através da área de ablação alvo, de modo a confirmar que a impedância do tecido se encontra dentro de um intervalo aceitável.

[5] A corrente fornecida depende da impedância característica do tecido e se difere ponto a ponto, ressalta-se que o limiar de corrente letal (>100 mA) é ligado a uma corrente transpassando o corpo em direção à referência no chão, porém se controlada com o referência distante dos músculos é possível realizar uma descarga de alta potência controlada.

2.1.1.3 Admissibilidade e Restrições

O procedimento de IRE não possui uma norma específica de segurança e testes. Porém foi submetido a testes pela *Food and Drug Administration* (FDA) e a Comunidade Econômica Europeia (CEE). Já no Brasil necessita ser compatível com as normas gerais de equipamentos biomédicos, descritos nos itens em seguida:

- IEC 60601-1:2010 amd. 2016 - Equipamento eletromédico - Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial (BRASIL, 2016);
- IEC 60601-1-2:2017 - Equipamento eletromédico - Parte 1-2: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial Perturbações eletromagnéticas (BRASIL, 2017);
- IEC 60601-1-6:2011 - Equipamento eletromédico Parte 1-6: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial (BRASIL, 2011).

No Apêndice A tem-se as classificações do equipamento de Eletroporação conforme as normas citadas.

2.1.2 Influência de Pulsos Elétricos na Eletroporação

O processo de IRE é dividido em duas fases durante a aplicação de um trem de pulsos. A primeira fase consiste na formação do poro, o qual está relacionado com a resposta fisiológica da membrana plasmática durante a mudança do potencial de transmembrana ocasionada pela amplitude máxima (limiar de indução) do pulso, durando assim alguns microssegundos. Em seguida, tem-se a expansão variável conforme o tempo e o tamanho do poro até um limite onde ocorre a criação de poros permanentes, assim a membrana não consegue mais fechá-los após o fim do trem de pulsos (KANDUŠER; MIKLAVČIČ, 2009).

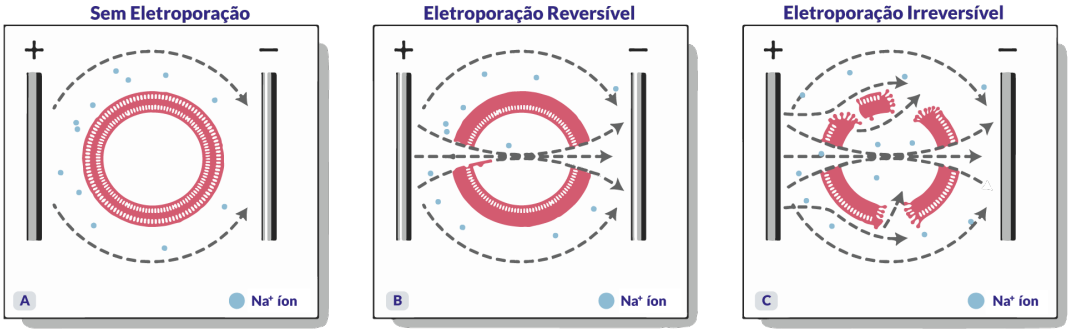


Figura 11 – Diferenciação da aplicação de campos elétricos em uma célula. (A) Sem aplicação (B) Primeira fase da aplicação: formação do poro momentâneo durante a mudança do potencial da membrana plasmática, (C) Segunda fase da aplicação: expansão variável da membrana plasmática e formação de poros permanentes.(Fonte: Lunelli, Cussenot e Rosette (2021) com adaptações).

Como a IRE é um processo estocástico (SHEEHAN; SRIMATHVEERAVALLI, 2022), utiliza-se múltiplas exposições ao campo elétrico, o qual é capaz de promover uma maior eficácia da Eletroporação. Desta forma, a utilização de pulsos elétricos de curta duração é uma prática utilizada. Além disso, existem outras relações entre a Eletroporação e os parâmetros do pulso elétrico. A figura 12 apresenta a distribuição das aplicações de Eletroporação de acordo com a amplitude, a largura dos pulsos elétricos e a quantidade de pulsos (REBERŠEK; MIKLAVC˘IC˘,2010;SHEEHAN; SRIMATHVEERAVALLI,2022).

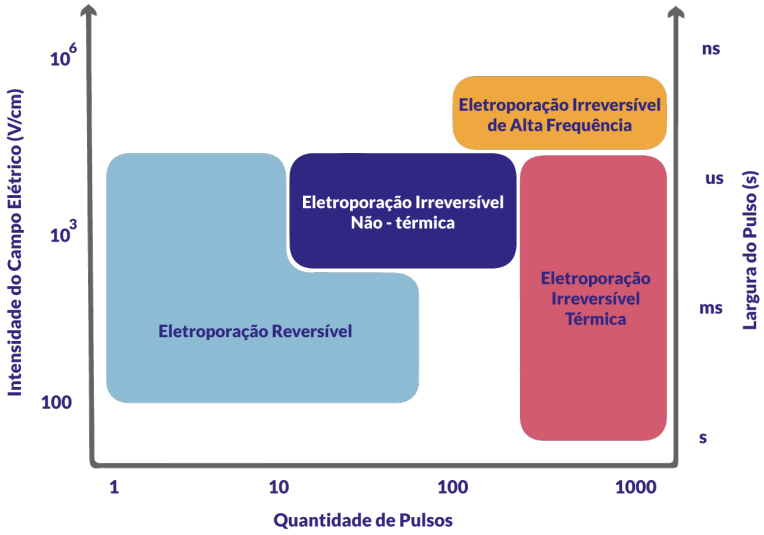


Figura 12 – Distribuição de aplicações de Eletroporação de acordo com a características dos pulsos. (Fonte: Sheehan e Srimathveeravalli (2022) com adaptações).

Os dados da Figura 12 são descritos de acordo com as aplicações desenvolvidas e as pesquisas realizadas, para a NTIRE, nota-se que a faixa da largura de pulsos está

entre μs e ns. Além de que, a intensidade do campo desses pulsos variam de algumas centenas de V/cm à uma faixa de kV/cm. Para geometrias simples, como eletrodos de placas paralelas, a intensidade do campo elétrico é definida pela Equação 2.1, onde E é a intensidade do campo elétrico, V a tensão aplicada e d a distância entre os eletrodos (REBERŠEK, 2017).

$$E = \frac{V}{d} \tag{2.1}$$

Para aplicadores com geometrias complexas é necessário a modelagem matemática da intensidade do campo elétrico. Porém, mesmo com geometrias simplificadas é necessária a validação da aplicação dos pulsos com a finalidade de evitar possíveis danos térmicos fora da região do componente molecular do tecido alvo (DAVALOS; GARCIA; EDD, 2010). A Figura 13 representa a distribuição do campo elétrico conforme o tipo de eletrodo empregue no tecido alvo.

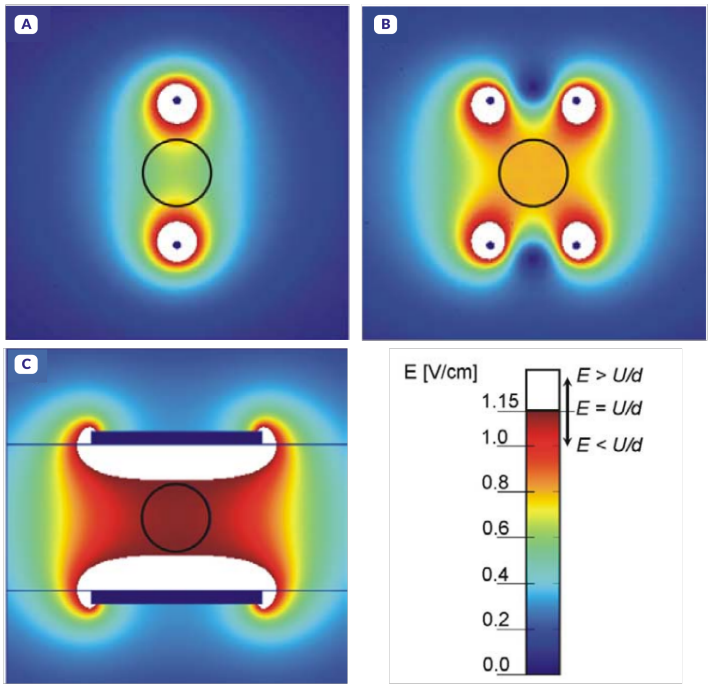


Figura 13 – Distribuição do campo eléctrico (a) Aplicação de dois eletrodos do tipo agulha, (b) Aplicação de quatro eletrodos do tipo agulha e (c) Tecido alvo colocado simetricamente entre os eletrodos de placa finita (Fonte: Čorović, Pavlin e Miklavčič (2007) com adaptações).

Em relação ao formato de onda, os mais comumente utilizados estão expostos na Figura 6, nota-se que as ondas quadradas não são demonstradas com o formato ideal, pois

já leva-se em consideração os tempos de subida e descida típicos dos circuitos geradores de pulso (PAI; ZHANG, 1995).

Sheehan e Srimathveeravalli (2022) dizem que a eficiência da Eletroporação, conforme as observações experimentais, aumenta utilizando repetição de pulsos, uma vez que há uma alta dependência da frequência do trem de pulsos. Além disso, a pausa entre um agrupamento de pulsos, a fase entre pulsos consecutivos e a taxa de repetição são fatores que interferem no resultado. A potência do pulso é calculada pela Equação 2.2

$$P_p = V_p \cdot I_p \cdot Duty \tag{2.2}$$

Onde V_p é a amplitude do pulso elétrico e I_p a corrente na carga e $Duty$ é o ciclo de trabalho, supondo uma onda quadrada, $Duty = t_{on}/t$, onde t_{on} é o ciclo ativo do pulso e t o período do ciclo completo. A frequência de repetição de pulsos, PRF (do inglês, *pulse repetition frequency*), deriva-se da Equação 2.3,

$$PRF = \frac{1}{t_{on} + t_{off}} \tag{2.3}$$

Dependendo da aplicação são realizados espaçamentos entre uma sequência de pulsos com alta PRF. A frequência das rajadas de pulsos, BRF (do inglês, *burst repetition frequency*) é calculada com a Equação 2.4, onde $t_{rajadas}$ e t_{pausa} é o período em que se tem a sequência de pulsos e o período sem pulsos, respectivamente.

$$BRF = \frac{1}{t_{rajadas} + t_{pausa}} \tag{2.4}$$

2.2 Circuito Gerador de Pulsos

Como apresentado na secção 2.1.2, existe uma particularidade no formato, amplitude e duração do pulsos elétricos para cada aplicação de Eletroporação. Assim, os tipos de eletrodos e o gerador dos sinais da Eletroporação são importantes para efetividade do procedimento (GEBOERS et al., 2020). Porém o gerador de sinais é o dispositivo mais complexo, pois deve ser capaz de gerar o sinal requisitado, disponibilizando a potência definida pela carga (REDONDO, 2017).

Para o desenvolvimento do circuito gerador de pulsos, é necessário estabelecer os limiares dos parâmetros elétricos a serem utilizados, a Figura 14 apresenta os parâmetros de tempo e amplitude para a análise de um pulso de onda quadrada (BANAEI; KHIZ, 2020).

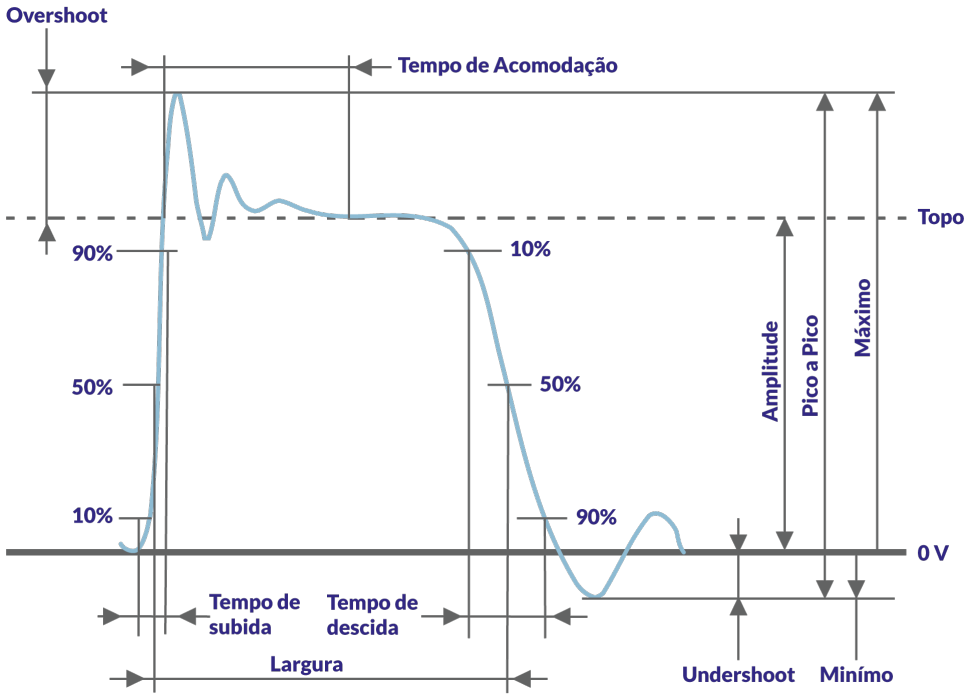


Figura 14 – Pulso de onda quadrada não ideal com a marcação dos parâmetros de tempo e amplitude, utilizados para determinação da qualidade do sinal. (Fonte: Alferink (2013) com adaptações).

- Amplitude de pulso (V): Tensão de platô da onda;
- Tensão máxima (V_{max}): Tensão máxima da onda, também denominada de tensão de pico positiva;
- Tensão miníma (V_{min}): Tensão miníma da onda, também denominada de tensão de pico negativa;
- Tensão pico à pico (V_{pp}): Tensão resultante da diferença entre a tensão máxima e a mínima, $V_{pp} = V_{max} - V_{min}$;
- Tempo de subida (t_r): Período entre 10% a 90% da amplitude de pulso na borda de subida;
- Tempo de descida (t_f): Período entre 10% a 90% da amplitude de pulso na borda de descida;
- Largura de pulso (Δt): Período do pulso, calculado entre a diferença de tempo entre o 50% da amplitude de pulso da subida e descida;
- Tempo de acomodação (t_d): Período necessário para o amortecimento em uma tensão de platô.

Definidos os parâmetros críticos do pulso da aplicação, é possível realizar a escolha da topologia de geração de pulso mais adequada. Segundo Pai e Zhang (1995), um sistema típico de geração de pulsos de alta tensão possui quatro blocos: gerador primário de energia de baixa tensão, armazenador de energia, chaveamento e carga. O gerador primário de energia, dos dispositivos atualmente aprovados para ensaios clínicos (REBERŠEK; MIKLAVC˘IC˘, 2010), é elétrico utilizando a rede elétrica de energia (ANGIODYNAMICS, 2019; IGEA, 2021).

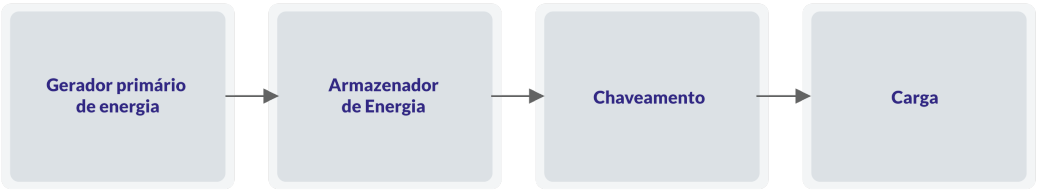


Figura 15 – Diagrama de blocos de um aplicação geral de um gerador de pulsos de alta tensão. O primeiro representa a fonte primária de energia de baixa tensão, o segundo é o armazenador de energia que é dimensionado de acordo com a tensão máxima do sistema, o terceiro é responsável pelo controle da descarga da energia armazenada na carga e o último representa o alvo onde será aplicado os pulsos de alta tensão. (Fonte: Pai e Zhang (1995) com adaptações).

A utilização de armazenamento capacitivo ou indutivo de energia são as duas opções primárias para o armazenamento e posterior descarga de pulsos de alta tensão (SHEEHAN; SRIMATHVEERAVALLI, 2022). A utilização da descarga de capacitores é um dos conceitos mais antigos utilizados na geração de pulso de eletroporadores, sendo utilizado por Neumann e Rosenheck (1972), porém para a geração de pulsos rápidos de alta tensão é necessário um circuito auxiliar denominado fonte de carregamento de capacitor (CCPS, do inglês *capacitor charging power suply*) (DILLARD, 2011).

A figura 16 representa o funcionamento ideal de um sistema CCPS com chaveamento de descarga simples, o período de carregamento é o momento em que o capacitor é carregado até a tensão especificada para saída do sistema, o período de espera é a transição entre o período de carregamento e descarga, e por fim o período de descarga onde haverá o descarregamento efetuado pela carga.

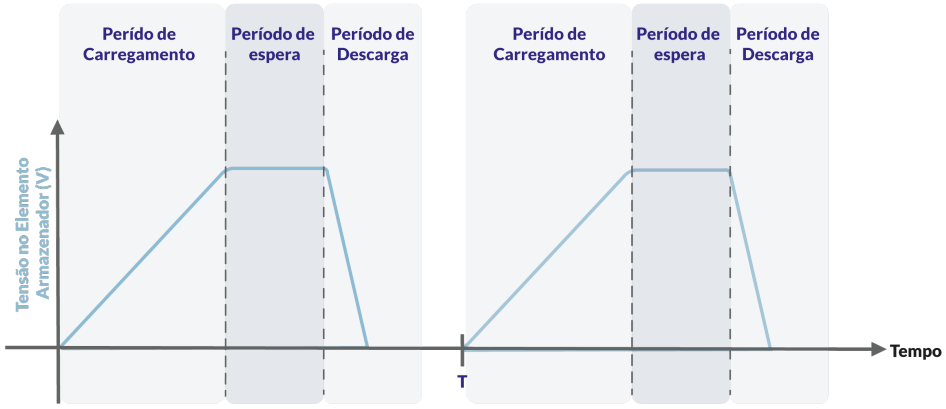


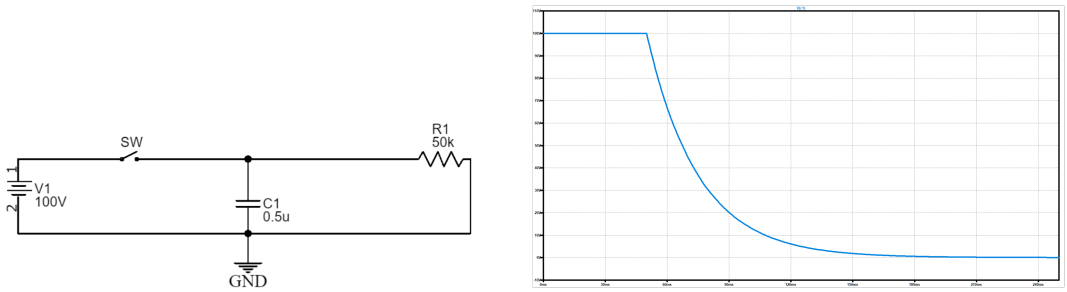
Figura 16 – Comportamento ideal de um sistema CCPS, com descarga total do capacitor, o sistema possui três períodos distintos de operação: período de carregamento, espera e descarga. O período de carregamento é determinado pela eficiência de carregamento do sistema CCPS, o período de espera é um período breve onde é realizada a troca de chaves para haver o descarregamento e o período de descarga é determinado pela relação de descarregamento do capacitor e da carga

A energia armazenada pelo capacitor é dada pela Equação 2.5, onde C é a capacitância e V_0 a tensão da fonte.

$$E_{capacitor} = \frac{C \cdot V_0^2}{2} \tag{2.5}$$

O bloco de chaveamento é onde o formato de onda do pulso é gerado, a Figura 17, apresenta um circuito com o chaveamento básico utilizando o conceito de geração de pulsos com descarga de capacitores. Nota-se que o formato de onda do descarregamento do capacitor não apresenta um decaimento linear como apresentado na Figura 16 e sim um decaimento exponencial.

Levando em consideração que o decaimento exponencial da tensão do capacitor tem relação com a impedância da carga (Z_l) (DORF; SVOBODA, 2016), o sistema apresentado na Figura 17 se torna instável em uma aplicação biomédica, pois a impedância de uma carga biológica sofre um processo de redução com a exposição aos pulsos elétricos (BERTACCHINI et al., 2010; IVORRA, 2010). Por conseguinte, adiciona-se uma resistência paralela (R_p) à carga, de forma que o valor absoluto da carga biológica seja muito maior que essa resistência adicional, $Z_l >> R_p$, assim a condutância será aproximadamente o inverso da resistência paralela adicionada (REBERŠEK; MIKLAVCˇICˇ, 2010).



(a) Circuito simulado para demonstração do método de descarga de capacitor.

(b) Resultado obtido com a simulação realizada no LTSpice.

Figura 17 – Simulação de um circuito de descarga de capacitor com carga resistiva, capacitor de $C_1 = 0,5\ \mu$F e resistor de $R_1 = 50\ \text{k}\Omega$, com tensão de carregamento $V_0 = 100$ V.

Existem diversas topologias de chaveamento, caso seja necessário pulsos bipolares a topologia de meia ponte ou ponte inteira deve ser utilizada (REDONDO; SILVA, 2011), essas topologias utilizam semicondutores interligados, como por exemplo o IGBT (do inglês, *Insulated Gate Biploar Transistor*). A Figura 18 apresenta um circuito de meia ponte para a geração de pulsos positivos. A utilização da topologia de ponte com um *driver* de porta é capaz de controlar o chaveamento do semicondutor, utilizado na ponte.

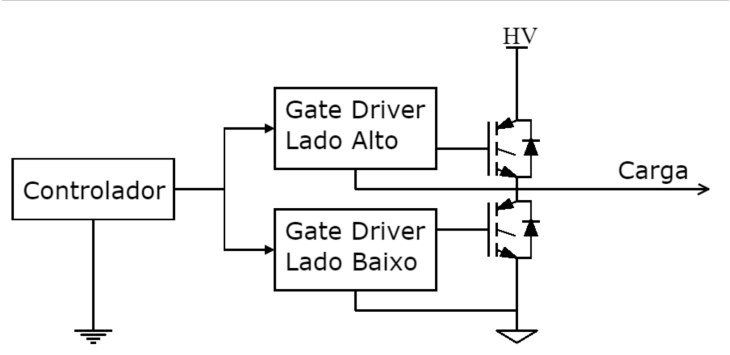


Figura 18 – Exemplo de circuito meia ponte, com IGBTs, para a geração de pulsos positivos de alta tensão, os *drivers* de porta (do inglês, *gate driver*) possuem diferentes possibilidades de circuitaria e o controlador pode ser digital ou analógico.

2.2.1 *Driver* de Porta

Os *drivers* de porta possuem característica de *buffers* de corrente e conversores de sinais, visto que são capazes de transmitir a informação do estado de comutação e a

potência de acionamento da porta, necessária durante o processo de comutação.

Para os *drivers* de porta de circuitos meia ponte, o funcionamento ocorre por conta de um interruptor do lado alto, pois para que exista a condução em um dispositivo de estado sólido de potência deve haver uma queda de tensão entre a base em relação aos terminais coletor e emissor. Como em um circuito meia ponte, vide Figura 18, o emissor do dispositivo do lado alto está flutuando em qualquer tensão podendo ser o terra ou o potencial de barramento DC, dependendo do estado de ambos dispositivos de estado sólido. Desta forma, o emissor não está referenciando ao potencial de terra do sistema (KHAN, 2011).

Consequentemente, é necessário uma fonte que forneça uma referência a esse ponto de tensão flutuante do circuito, essa fonte é denominada fonte flutuante. Existem diversos métodos para fazer a fonte flutuante, os três mais utilizados são: fonte isolada, fonte *charge-pump* e fonte de *bootstrap*. A metodologia escolhida para a fonte flutuante foi a utilização de um circuito *bootstrap*.

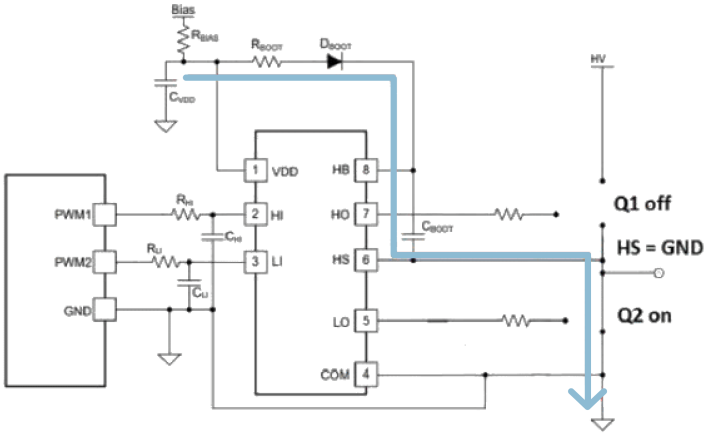
2.2.2 Circuito de Bootstrap

O circuito *Bootstrap*, Figura 19, é formado pelo conjunto do diodo com o capacitor, os quais ficam entre a porta "HB" e "HS" do *driver* de acionamento. O capacitor do *bootstrap*, tem como função o armazenamento de energia para a ativação do lado alto. Desta forma, é preciso uma maneira de carregar e descarregar esse capacitor (ON SEMICONDUCTOR, 2021).

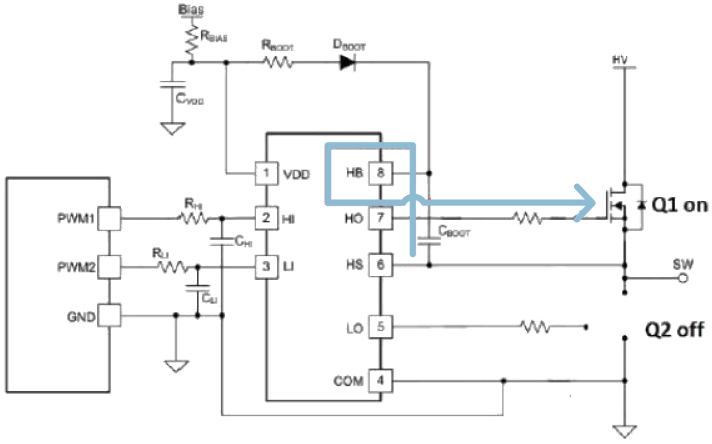
Na Figura 19, é possível verificar o funcionamento do circuito, em que na Figura 19a é possível validar a passagem de corrente para o lado baixo, gerando assim o carregamento do capacitor do *bootstrap*. E quando o lado baixo está desligado, ocorre a descarga do capacitor, excitando o lado alto e permitindo que a corrente flua de "HV"para "SW", segundo a Figura 19b.

Para o Capacitor *bootstrap* é recomendável utilizar um capacitor cerâmico de baixa ESR (do ingês, *equivalent series resistence*), ou ainda a utilização de um capacitor eletrolítico em paralelo com um capacitor cerâmico de baixa ESR. O valor da capacitância não pode ser muito alto para evitar alta corrente de pico e a necessidade de um longo período para carga. Da mesma forma que, não é sugerida uma capacitância muito baixa para evitar o *ripple* grande, falta de carga para energizar o nível alto e a grande tensão derivativa (MORETTO; RUGGINETI; GRASSO, 2022).

O dimensionamento do capacitor de bootstrap segue as Equações 2.6, 2.7 e 2.8, sendo $V_{GE_{min}}$, a tensão mínima entre *gate* e emissor, ΔV_{BS} será:



(a) Passagem de corrente para o lado baixo e o carregamento do capacitor do *bootstrap*.



(b) Passagem de corrente para o lado baixo e a descarga do capacitor do *bootstrap*.

Figura 19 – Operação do circuito *bootstrap*

$$\Delta V_{BS} \leq V_{CC} - V_F - V_{GE_{min}} - V_{CE_{on}} \tag{2.6}$$

Onde $V_{GE_{min}} > V_{BS_{-UV}}$, isso é a tensão mínima entre *gate* e emissor deve ser maior que o limite de subtensão negativa da alimentação do lado alto. Além de descobrir o ΔV_{BS} mínimo para o sistema, pela Equação 2.6 é necessário ainda levar em consideração os fatores que reduzem o V_{BS}, esses são:

- Carga de gate necessária para ativação do IGBT (Q_G);
- Corrente de fuga entre o *gate* e emissor do IGBT ($I_{LK_{GE}}$);
- Corrente quiescente da seção flutuante ($I_{Q_{BS}}$);
- Corrente de fuga da seção flutuante ($I_{LK_{BS}}$);

- Polarização do diodo do DESAT quando ligado (I_{-DS})
- Carga necessária para os deslocadores de nível internos do controlador (Q_{LS})
- Corrente de fuga do capacitor de bootstrap ($I_{LK_{BC}}$)
- Período ativo do lado alto ($T_{H_{on}}$)

Esses fatores são quase todos encontrados nos *datasheets* dos componentes do projeto, ou determinados pelo projetista, sendo que $I_{LK_{BS}}$, só deve ser considerado no caso de uso de capacitor eletrolítico. A combinação dos fatores acima de acordo com a Equação 2.7, apresenta a carga total mínima do capacitor (Q_{TOT}).

$$Q_{TOT} = Q_G + Q_{LS} + (I_{LK_{GE}} + I_{Q_{BS}} + I_{LK_{BS}} + I_{-DS} + I_{LK_{BC}}) \cdot T_{H_{on}} \tag{2.7}$$

Com ΔV_{BS} e Q_{TOT} calculados é possível encontrar o valor mínimo do capacitor de bootstrap $C_{BOOT_{min}}$.

$$C_{BOOT_{min}} = \frac{Q_{TOT}}{\Delta V_{BS}} \tag{2.8}$$

Desta forma, de acordo com a seleção dos componentes e os parâmetros de funcionamento do sistema é possível calcular o valor do capacitor de *bootstrap* a ser utilizado.

2.3 Construção do Modelo da Carga

A modelagem matemática é um modo de descrever, formular, modelar e resolver um sistema físico real de diversas áreas do conhecimento, com Equações matemáticas que o represente (WITELSKI; BOWEN, 2015; AGUIRRE, 2004). Dessa forma, um modelo deve prover ferramentas úteis para a descrição de um problema, sendo prático e capaz de refletir qualitativamente e quantitativamente os comportamentos do sistema modelado (OTTESEN; OLUFSEN; LARSEN, 2004).

Contudo, deve-se compreender que o modelo é uma descrição de características do sistema, e não uma representação fidedigna do real. Assim, são realizadas hipóteses simplificadoras e escolhe-se características que teoricamente se relacionam com o objetivo da modelagem (WITELSKI; BOWEN, 2015; OTTESEN; OLUFSEN; LARSEN, 2004). Os modelos são altamente dependentes dos contextos dos problemas representados (BORUTZKY, 2011), devendo compreender suas limitações para empregá-los em outras aplicações. Atualmente um dos grandes desafios da ciência é traduzir o funcionamento de

fenômenos e sistemas do corpo humano ou que interagem ativamente com ele em relações matemáticas.

Destaca-se que a carga formada pelo tecido e os eletrodos é um sistema não linear, uma vez que com a aplicação dos pulsos as variáveis alteram de acordo com o tempo, intensidade e quantidade de pulsos durante uma aplicação de RE ou IRE. Assim surge-se a necessidade da representação análoga e simplificada do tecido renal (tecido alvo) e dos eletrodos para a realização da simulação.

2.3.1 Modelo Elétrico Cole-Cole

Para avaliar as interferências causadas pela impedância de diferentes tipos de eletrodos em paralelo com os tecidos, há modelos analíticos com a utilização de medidas de bioimpedância, os quais são aplicados para caracterizar qualitativamente os efeitos da Eletroporação no tecido ou células individuais, uma vez que analisa-se a bioimpedância de tecidos biológicos e sua alteração após a exposição a campos elétricos pulsados (TRAINITO; FRANÇAIS; PIOUFLE, 2015).

Logo, optou-se pelo o modelo de impedância Cole-Cole, o qual oferece uma representação eficiente e precisa de muitos tipos de tecidos biológicos em uma banda de frequência muito ampla e foi recentemente usado para reduzir a complexidade dos dados experimentais obtidos para vários tecidos humanos como cérebro, gordura, mama, pele, osso, fígado etc. (KARACOLAK; MORELAND; TOPSAKAL, 2013). Outrossim, o comportamento tanto da parte real como imaginária do modelo de bioimpedância Cole-Cole pode ser um indicador do nível da permeabilização (TRAINITO; FRANÇAIS; PIOUFLE, 2015).

Por meio do modelo de dispersão Cole-Cole, há a parametrização da frequência por meio da Equação 2.9:

$$Z_{bio} = R_\infty + \frac{(R_0 - R_\infty)}{(1 + j\omega\tau)^\alpha} \tag{2.9}$$

Em que,

$$j^\alpha = (j \sin\frac{\alpha\pi}{2} + \cos\frac{\alpha\pi}{2}) \tag{2.10}$$

$$\tau = [(R_0 - R_\infty) \cdot C]^{\frac{1}{\alpha}} \tag{2.11}$$

Para o cálculo do capacitor da bioimpedância realiza-se uma manipulação da equação2.11,

$$\tau^{\alpha} = (R_0 - R_{\infty}) \cdot C \tag{2.12}$$

$$C = \frac{\tau^{\alpha}}{(R_0 - R_{\infty})} \tag{2.13}$$

$$C = \frac{\tau^{\alpha}}{\Delta R} \tag{2.14}$$

Assim o cálculo da impedância biológica é dado pela equação abaixo,

$$Z_{bio} = R_{\infty} + \frac{1}{(1 + \omega^{\alpha} C \cos\frac{\alpha\pi}{2}) + j(\omega^{\alpha} C \sin\frac{\alpha\pi}{2})} \tag{2.15}$$

Onde Z é uma resistência complexa, R_0 é a resistência em baixas frequências, R_{∞} é o limiar da impedância em altas frequências, α é o exponente ($0 < \alpha < 1$) relacionado com a heterogeneidade da célula, tamanho e sobre a morfologia do tecido vivo, τ é o tempo de relaxação, ω é a frequência angular e C é a capacitância do tecido (LAUFER et al., 2010; ROY et al., 2020).

O eletrodo cria uma capacitância (C_{DL}) de dupla camada, que é normalmente representada por uma impedância de elemento de fase constante definido com o expoente β ($0 < \beta < 1$) como na Equação 2.16:

$$Z_{DL} = \frac{1}{(j\omega C)^{\beta}} \tag{2.16}$$

Vale ressaltar que o valor de impedância do eletrodo depende da sua forma e área de superfície de contato com o tecido. O modelo de Cole-Cole representa o tecido biológico como um circuito elétrico equivalente, conforme demostrado na Figura 20.

O modelo de Cole-Cole pode ser dividido em duas partes: real e imaginária. Entretanto, com o intuito de realizar a validação da relação eletrodo-tecido para simulação emprega-se modelos linearizados simplificados, utilizando apenas a parte real do modelo.

2.3.1.1 Modelo Cole-Cole para o Tecido Renal

As propriedades bioelétricas das células e tecidos possibilitam e subsidiam a aplicação de modalidades de corrente elétrica na prática clinica. Assim, a impedância elétrica dos tecidos é representada pela associação da resistência, presente no fluido extra e intracelular, e da reatância capacitiva, característica das membranas celulares. Dessa forma, existem variações dos parâmetros de impedância para a modelagem Cole-Cole conforme o tecido, logo, para este trabalho será realizada a modelagem matemática do tecido renal, para posteriormente serem realizados outros estudos e pesquisas em outros órgãos e tecidos.

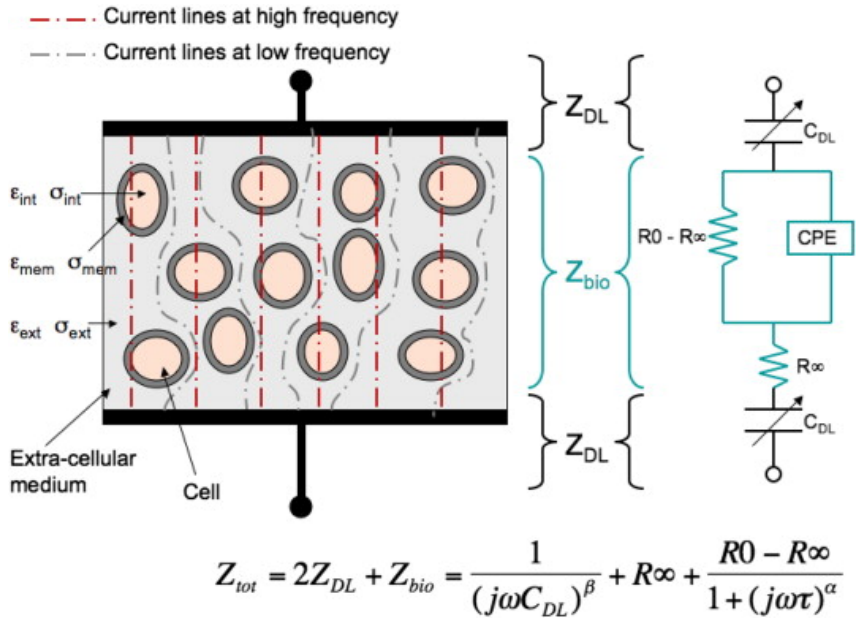


Figura 20 – Esquemático que apresenta um tecido e o seu circuito elétrico equivalente, conhecido como modelo de bioimpedância Cole-Cole, para esse modelo é utilizado aplicadores paralelos de geometria simples. (Fonte: (TRAINITO; FRANÇAIS; PIOUFLE, 2015)).

Normalmente, grande parte dos artigos que realizam a modelagem matemática no tecido renal, o considera como homogêneo. Porém, a simplificação por meio da generalização dos tecidos renais pode resultar em representações incorretas das propriedades dielétricas verdadeiras do rim (SALAHUDDIN et al., 2018). Assim, a generalização das propriedades dielétricas causam impacto significativo na segurança, precisão de tratamentos médicos e diagnósticos.

O rim é revestido por tecido conjuntivo denso e uma cápsula adiposa, os quais têm a função de manter o formato do órgão, proteger contra traumas e ancorar sua posição na cavidade abdominal e nas estruturas vizinhas (TORTORA; DERRICKSON, 2016). Já a região interna pode ser classificada em parênquima e estoma: a primeira, é responsável pela atividade funcional do órgão e é composta pelos néfrons e ductos coletores, já a segunda é o tecido de sustentação interna do rim (ABRAHAMSOHN, 2016).

Outrossim, o parênquima renal é dividido em duas regiões: cortical ou córtex e região medular ou medula (OVALLE; NAHIRNEY, 2008). O córtex renal é a camada externa do parênquima, a qual recebe mais de 90% da vascularização e possui uma aparência granulosa, enquanto que a medula aparece listrada, pois contém estruturas néfricas verticais. Dessa forma, o tecido renal pode ser dividido em três principais regiões anatômicas: a cápsula, o córtex, e a medula, como mostrado na Figura 21:

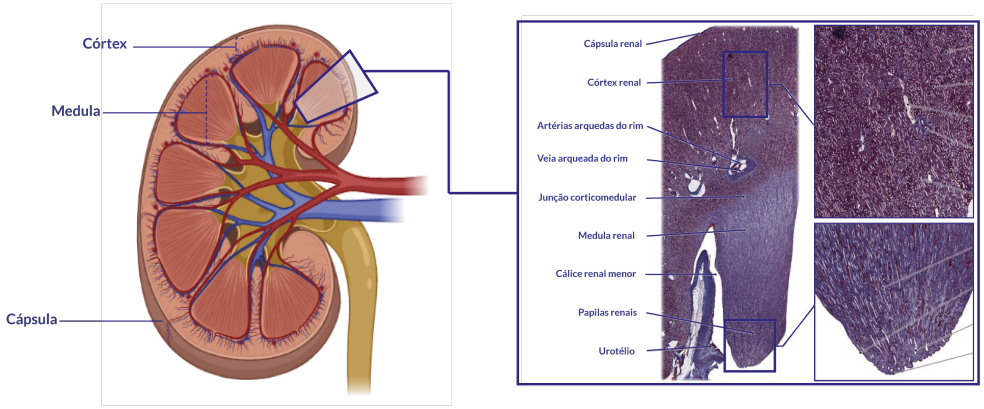


Figura 21 – Estrutura anatômica do rim. As três principais regiões anatômicas do rim: a cápsula, o córtex, e a medula com diferenciações histológicas. (Fonte: (VIEIRA, 2022))

2.3.2 Modelo Análogo para Eletrodos

Para a elaboração da modelagem Cole-Cole tem-se a necessidade de selecionar o eletrodo com o objetivo de simular o processo da IRE no tecido com a influência dos eletrodos. Assim, as propriedades dos eletrodos variam conforme o material (aço, aço inoxidável, alumínio, etc), a composição do meio, os parâmetros elétricos e o formato.

Logo, para aplicação na simulação será utilizado o eletrodo percutâneo MS306 do tipo agulha de aço inoxidável e poliamida, com as descrições na Tabela 1. Destaca-se a grande diferença entre o eletrodo MS306 selecionado para a simulação e o eletrodo empregado no dispositivo *NanoKnife*, entretanto não foram encontrados na literatura os parâmetros para eletrodos do tipo agulha similares ao do equipamento. Logo, foi escolhido o eletrodo o qual já foi utilizado anteriormente para aplicação precisa em locais profundos do cérebro de ratos (KÖLBL et al., 2010).

Eletrodo	**Comprimento Externo (mm)**	**Comprimento Projeção (mm)**	**Diâmetro externo (gauge)**	**Diâmetro Projeção (gauge)**	**Conector**
MS306	11	1	22	0,28	306
NanoKnife	150 e 250	0 a 40	-	19	-

Tabela 1 – Descrição do eletrodo bipolar do tipo agulha MS306 em comparação com o eletrodo utilizado no equipamento *NanoKnife*.

Por conseguinte, existem três principais modelos de impedância do sinal através da interface da sonda, os quais podem ser empregados para modelar o eletrodo MS306. O modelo simplificado da Figura 22a é representado por um capacitor simples e ideal, o qual

não necessita de nenhum elemento resistivo, visto que para muitas sondas essa resiliência não interfere na impedância nem no ruído do sistema.

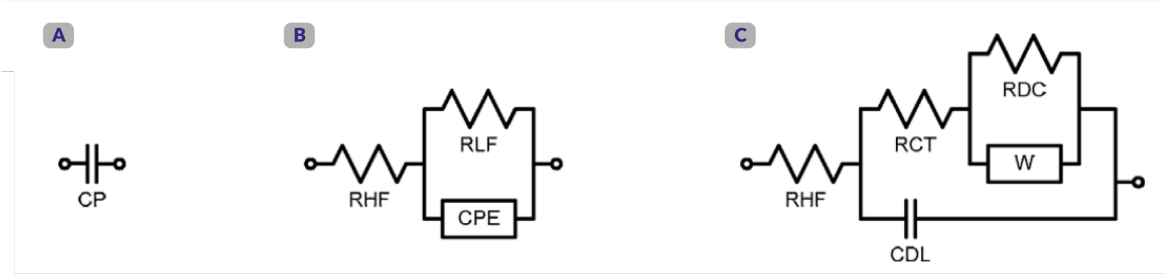


Figura 22 – Modelos de impedância da sonda, (a) Modelo com simples capacitor, (b) Modelo não ideal com perdas associadas, (c) Modelo aplicado em experiências electro-químicas primitivas(CP: capacidade da sonda, RHF: resistência de alta frequência, RLF: resistência de baixa frequência, CPE: elemento de fase constante, CDL: capacitância de dupla camada, RCT: resistência de transferência de carga, RDC: resistência DC, W: elemento *Warburg*) (Fonte: (JOCHUM; DENISON; WOLF, 2009))

Já o modelo de primeira ordem um pouco mais complexo, Figura 22b, capta os efeitos resistivos dependentes da frequência aplicada no eletrodo, e consequentemente evidencia a perda associada a cada componente. Por último, o modelo da Figura 22c é aplicado no controle de experiências eletroquímicas, e em poucos casos é aplicado em experiências *in vivo* com ambientes não controlados.

3 Metodologia

Neste capítulo, apresenta-se o detalhamento sobre a metodologia adotada no desenvolvimento teórico e prático do circuito gerador de pulsos e a adaptação do modelo de Cole-Cole.

3.1 Circuito Gerador de Pulsos

No circuito gerador de pulsos, o enfoque da simulação será o chaveamento, Figura 15, a proposta de chaveamento visa a utilização de um circuito meia ponte composto por IGBTs, por possuírem alta velocidade de comutação com baixos requisitos de potência (ABEDINPOUR; SHENAI, 2011). O circuito *driver* de porta utilizará uma fonte flutuante com topologia *bootstrap*, indicado para faixas médias de frequências (KHAN, 2011). O gerador primário de energia e o elemento armazenador de energia serão suprimidos da análise, sendo resumidos a uma fonte CC, enquanto a carga será o modelo análogo do conjunto eletrodos e tecido renal. Os sinais analógicos de controle do *driver* de porta, serão gerados por fontes com sinais com parâmetros dos microcontroladores da família PIC24F da fabricante Microchip.

- Tempo de subida de saída de porta (T_{IOR}): 10 ns (típico) - 25 ns (máximo);
- Tempo de descida de saída de porta (T_{IOF}): 10 ns (típico) - 25 ns (máximo);

O circuito a ser analisado está presente na Figura 23 e serão alternados os componentes *gate driver* e IGBT, e de acordo com a combinação destes componentes dimensiona-se o capacitor de *bootstrap* C_{boot}. Os elementos lógicos de controle que certos *drivers* de porta possuem implementados, não serão utilizados na análise, sendo mantidos no nível lógico que simbolize o não ativamento da porta.

3.1.1 Escolha dos componentes

A metodologia de escolha dos componentes foi desenhada de forma a encontrar os elementos que estivessem de acordo com as especificações da aplicação e em estoque tendo em vista a crise de semicondutores. Dessa forma, foram selecionados componentes que estão ativos e os seus estoques normalmente renovados, já que o sistema será integrado em um equipamento que será posicionado no mercado.

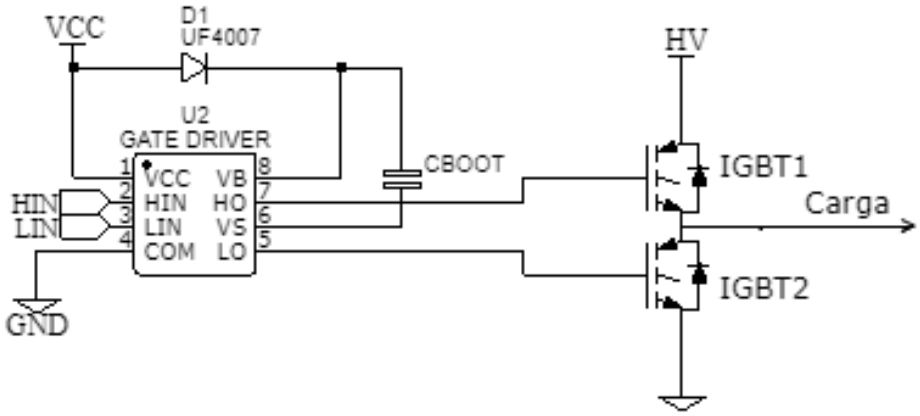


Figura 23 – Circuito de chaveamento a ser simulado para análise, a topologia do componente *gate driver* pode possuir diferenciações de acordo com a presença ou não de elementos lógicos de controle.

Logo, para as especificações da aplicação foram definidas as seguintes variáveis críticas:

- Tensão de aplicação: 60, 100 e 600 V
- Frequência de chaveamento: 5, 10 e 15 kHz

Os componentes principais do circuito projetado são: driver, IGBTs e o diodo de *bootstrap*, uma vez que com a escolha de tais componentes é possível realizar o cálculo de adequação para os demais componentes, conforme explicitado nas Equações 2.6, 2.7 e 2.8.

Além do mais, para seleção dos componentes principais foram utilizados os sites da *Mouser* e *Digi-key* para realizar a primeira seleção com base nos filtros indicados pelas Tabelas 3 e 2. Posteriormente, analisou-se os estoques de lojas nacionais (Proesi, Báu da Eletrônica, FilipeFlop e Mercado Livre) e do mercado internacional (Octopart).

Para escolha dos IGBTs aplicou-se fatores de engenharia para a tensão de ruptura coletor emissor, assim, utilizou-se um fator de segurança de duas vezes o valor da tensão de aplicação máxima. Enquanto que para os *drivers* foram selecionados apenas elementos de acionamento do tipo meia ponte, lado alto e lado baixo. Logo, nas Tabelas 2 e 3 são apresentados os filtros empregados:

Filtro	***Mouser***	***Digi-key***
Configuração	Single	-
Máxima tensão na porta do emissor	20 V	-
Tensão de Ruptura (Coletor - Emissor)	>= 1200 V	>= 1200 V
Tensão de Saturação (Coletor - Emissor)	<= 3 V	<= 3V
Carga na porta	-	100ns
Situação	Ativo, em estoque e normalmente em estoque	Ativo, normalmente em estoque e em conformidade com o Rohs

Tabela 2 – Seleção dos IGBTs conforme os filtros dos sites de busca *Mouser* e *Digi-key*

Filtro	***Mouser***	***Digi-key***
Produto	*Half-Bridge Drivers*, IGBT *Drivers*, MOSFET *Drivers*, IGBT, MOSFET *Gate Drivers*	PMIC - Acionadores de porta
Acionamento	*Half-Bridge, High-side* e *Low-side*	*Half-Bridge*, *High-side* e *Low-side*
Número de Saídas	2 *Output*	2 *Output*
Corrente de Saída	$> 1,9$ A	$1,9$ A - $2,3$ A
Tensão de alimentação	10 V - 20 V	10 V - 20 V
Alta tensão lateral máxima	-	> 600 V
Tipo de porta	-	IGBT, MOSFET de canal N, IGBT de canal N e MOSFET de canal P
Situação	Ativo e em estoque	Ativo e em estoque

Tabela 3 – Seleção do driver de Porta conforme os filtros dos sites de busca *Mouser* e *Digi-key*

Utilizou-se como metodologia de filtragem e escolha os componentes que mais se adequassem dentro dos valores da aplicação para o chaveamento com *driver* de porta com fonte flutuante *bootstrap*.

Já para a triagem dos diodos foram selecionados apenas diodos de rápida recuperação com tensão de ruptura (em inglês *breakdown voltage* - BV) > DC+ e tempo de recuperação reversa (em inglês *reverse recovery time* - trr) < 100 ns, uma vez que deseja-se minimizar a quantidade de carga alimentada pelo capacitor do *bootstrap* para o fornecimento do VCC.

3.2 Modelo de Carga

Conforme a diferenciação das regiões anatômicas do rim, secção 2.3.1.1, foi necessário realizar o dimensionamento das variáveis para aplicação na modelagem matemática Cole-Cole para tais estruturas, como demonstrado na Tabela 4, e ressalta-se a diferença quantitativa das variáveis conforme as estruturas anatômicas. Assim para elaboração desse trabalho será selecionada apenas a modelagem e simulação para a estrutura do córtex, uma vez que é a região que mais volumosa do rim.

Parâmetro	**Cápsula**	**Córtex**	**Medula**
R_∞	3,43	6,52	2,63
σ_s	0,73	0,88	0,91
ΔR_1	38,15	3,79	62,62
τ_1	$8,04 \cdot 10^{-12}$	$1,55 \cdot 10^{-10}$	$8,30 \cdot 10^{-12}$
α_1	$3,64 \cdot 10^{-5}$	$3,90 \cdot 10^{-4}$	0,082
ΔR_2	37,29	50,08	58,81
τ_2	$8,99 \cdot 10^{-10}$	$8,35 \cdot 10^{-12}$	$1,35 \cdot 10^{-9}$
α_2	0,7	0,05	0,01

Tabela 4 – Determinação das variáveis do modelo matemático Cole-Cole de dois polos para três principais regiões do rim de porco. (Fonte: (SALAHUDDIN et al., 2018))

Dado os valores referencias dos parâmetros de impedância, é possível calcular o capacitor referente à impedância CPE, conforme a Equação 2.14. A Equação 3.2 apresenta o calculo do capacitor C_1, substituindo os valores de ΔR_1, τ_1 e α_1 da região Córtex. Consequentemente, calculou-se o capacitor C_2 utilizando os valores ΔR_2, τ_2 e α_2, Equação 3.4.

$$C_1 = \frac{\tau_1^{\alpha_1}}{\Delta R_1} \tag{3.1}$$

$$C_1 = \frac{(1,55 \cdot 10^{-10})^{3,90 \cdot 10^{-4}}}{3,79} = 260\ mF \tag{3.2}$$

$$C_2 = \frac{\tau_2^{\alpha_2}}{\Delta R_2} \tag{3.3}$$

$$C_2 = \frac{(8,35 \cdot 10^{-12})^{0,05}}{50,08} = 5,58\ mF \tag{3.4}$$

Além da bioimpedância do tecido renal, para o desenvolvimento da simulação será empregado o modelo análogo não ideal com perdas associadas para a representação dos eletrodos, Figura 22b, uma vez que este possibilita a análise de perdas com base na

frequência a partir das Resistências R_{HF} (resistência de alta frequência) e R_{LF} (resistência de baixa frequência), sendo possível a análise DC e AC do sistema, pois caso a utilização do modelo Figura 22a nos momentos de platô da onda o eletrodo seria um circuito aberto. Assim, são apresentados os parâmetros necessários para análise da influência causada pela dupla de eletrodos em contato com o tecido cancerígeno renal, conforme a Tabela 5:

Parâmetro	**Eletrodo**
R_{HF}	119 $k\Omega$
R_{LF}	560 $k\Omega$
C_{PE}	90 nF

Tabela 5 – Determinação das variáveis do modelo matemático Cole-Cole para o eletrodo MS306 do tipo agulha. (Fonte: (KÖLBL et al., 2010))

Portanto, a partir do modelo de cole-cole para o tecido renal e o modelo elétrico dos eletrodos possibilitou o desenvolvimento do circuito, conforme a Figura 24 para a realização da simulação do gerador de pulsos com adição da carga (eletrodos e tecido).

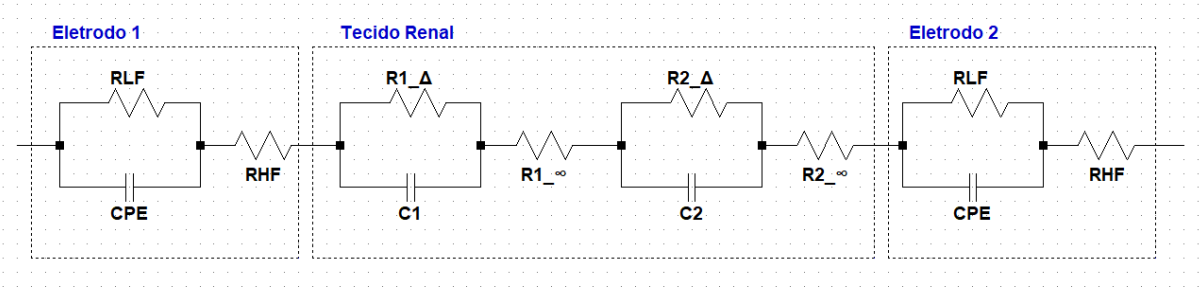


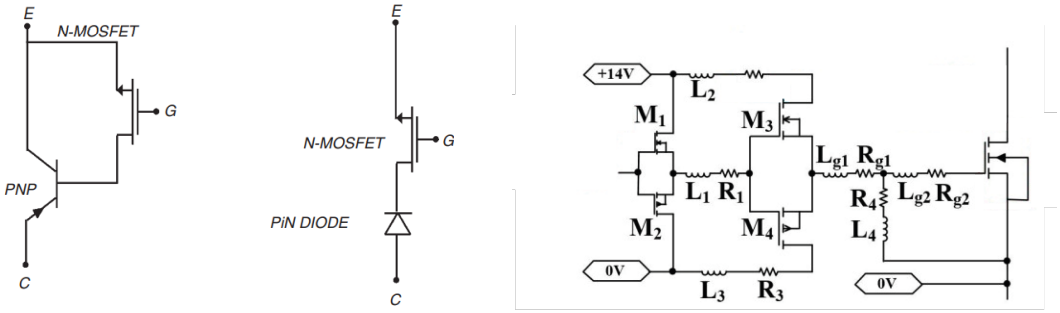
Figura 24 – Circuito proposto para o acoplamento do tecido renal com eletrodos durante a simulação do gerador de pulsos.

3.3 Simulação e Análise do Circuito

Escolheu-se o software de simulação LTSpice XVII, simulador SPICE III de alto desempenho, o qual é ofertado gratuitamente pela *Analog Devices*. Sua finalidade é a simulação e análise do comportamento de circuitos elétricos para os mais variados componentes, com o SPICE é possível uma análise detalhada de circuitos com componentes ativos (THE COMPUTER ENGINEERING RESEARCH GROUP, 2022). O SPICE possui modelos integrados para dispositivos semicondutores, sendo necessário a especificação dos parâmetros pertinentes a simulação.

Dessa forma torna-se pertinente a utilização do simulador SPICE, pelo fato do circuito ser composto pelo dispositivo semicondutor IGBT e também um módulo *driver*

de porta que os seus modelos originais não são originários no simulador, porém possuem modelos análogos desenvolvidos a partir de dispositivos semicondutores (NIU; LORENZ, 2015), figura 25. Além disso, é possível inserir aspectos não lineares intrínsecos aos componentes.



(a) Modelos de circuitos equivalentes para o componente IGBT à esquerda BJT/-MOSFET e a direita PiN/MOSFET

(b) Circuito equivalente para o *driver* de porta utilizando transistores e indutores.

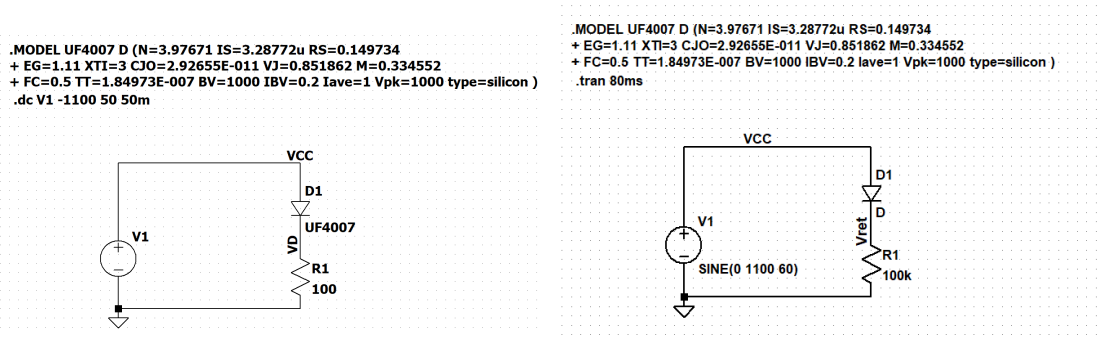
Figura 25 – Modelos análogos de exemplificação para a criação de modelos de Sub-circuito no software LTspice, existem outras variações que podem ser utilizadas para a construção do modelo.

A partir do emprego dos modelos SPICE dos componentes obtidos nos sites dos fabricantes, verificou-se os sinais na saída do sistema com a carga sendo o modelo Cole-Cole, secção 3.2, para a comparação e diferenciação entre componentes.

3.3.1 Validação dos Modelos SPICE

Os modelos SPICE utilizados estão presentes no Anexo A, os componentes escolhidos foram selecionados de acordo com os parâmetros que favorecem melhor dimensionamento do capacitor de *bootstrap*, os quais foram obtidos nos sites das fabricantes dos componentes, isso é as variáveis das Equações 2.6 e 2.7. Para a validação dos modelos dos componentes escolhidos realizou-se simulações que buscassem verificar as faixas de funcionamento do componente e seus parâmetros.

Para análise do diodo foi elaborada a simulação de varredura de tensão DC para obtenção da curva característica corrente-tensão, na qual é possível observar os três quadrantes da curva: polarização direta (*forward*), polarização reversa (*reverse*) e ruptura (*breakdown*), figura 26a. Além do mais, foi implementado o retificador de meia onda, para verificar o funcionamento com tensão alternada, Figura 26b.



(a) Esquemático do circuito com a variação da tensão DC, utilizou-se a simulação de varredura DC, `.dc`, variando a tensão de V1 de -1500 V à 1500 V com passo e 0.5 mV.

(b) Esquemático do circuito retificador de meia onda, a fonte de tensão foi setada para fonte senoidal de amplitude 1100 V e frequência 60 Hz.

Figura 26 – Esquemático dos circuitos de validação do modelo SPICE do Diodo UF4007, no software LTspice.

Para os *drivers* de porta, buscou-se estabelecer os tempos T_{on}, T_{off}, T_{rise} e T_{fall}. Realizando-se uma simulação de transiente com o envio de sinais nas entradas lógicas observou-se as saídas em relação as entradas enviada. Assim, tal execução tem a finalidade de validar e verificar a adequação do modelo SPICE comercial. O circuito desenvolvido para os testes está apresentado na Figura 27.

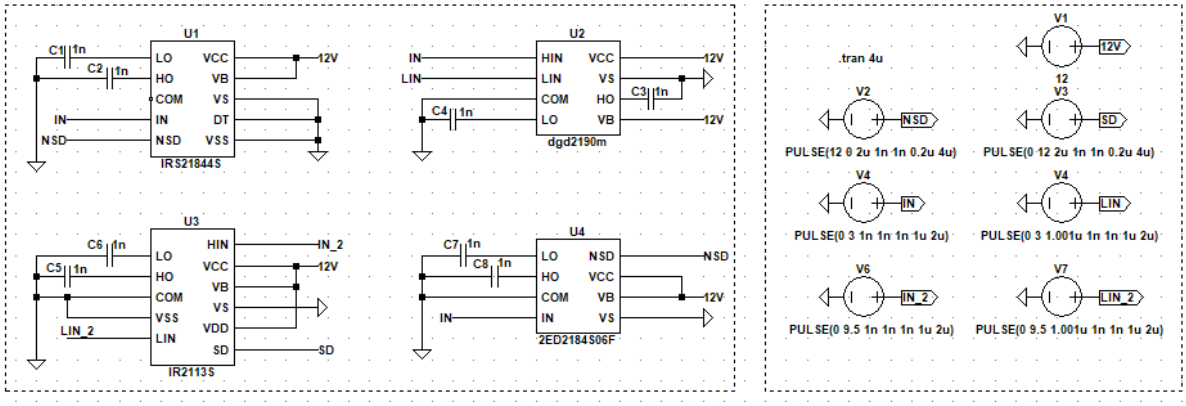
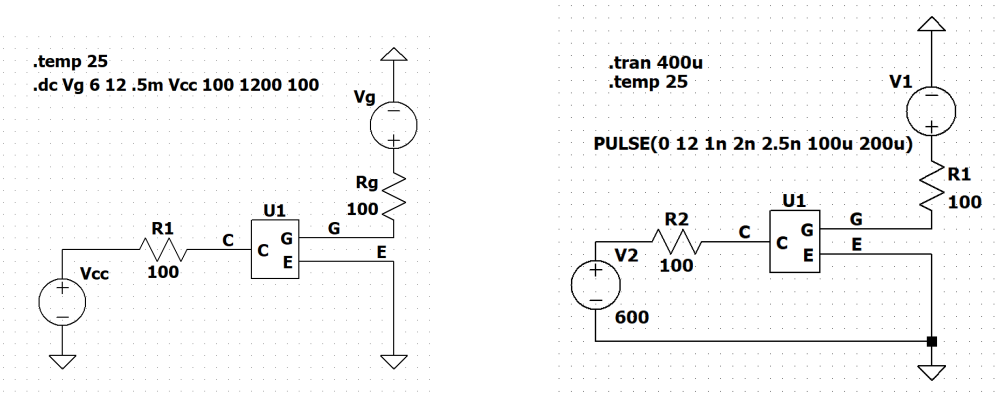


Figura 27 – Esquemáticos dos circuitos para a validação dos *drivers* escolhidos, realizou-se a simulação transiente, `.tran`, simulando 4 μs com período de pulsos nas entradas lógicas H_{in} e L_{in} setado para $T = 2$ μs, para *drivers* com entradas de controle foram inseridos pulsos nas entradas para verificação de funcionamento.

Para os IGBTs realizou-se uma análise de varredura de tensões DC na porta e na fonte de alimentação, com a finalidade de verificar o comportamento da corrente típica

(I_c) e a tensão do coletor (V_c). Após a simulação de varredura, foi realizada uma simulação transiente para análise das características de comutação. Os modelos possuem variação de funcionamento de acordo com a temperatura, setou-se a temperatura ambiente 25 °C utilizando o parâmetro `.temp`.



(a) Esquemático utilizado para realização do teste de varredura de tensões nos modelos dos IGBTs, as fontes de tensão possuem parâmetros variáveis que são varridos pela simulação de varredura `.dc`.

(b) Esquemático utilizado para realização do teste de chaveamento dos modelos dos IGBTs, a fonte de pulsos V_g transmite pulsos, com frequência 5 kHz, para a porta do IGBT. Foi realizada uma simulação transiente, `.tran`, de 400 μs

Figura 28 – Topologias de circuitos utilizados para a validação dos modelos IGBTs.

Destaca-se que para todas as simulações foram selecionados capacitores de *bootstrap* do tipo X7R, utilizando os valores de capacitância de componentes comerciais mais próximos da referência calculada na seção 4.1

3.3.2 Validação da Topologia

Após a validação individual dos modelos, buscou-se validar a aplicabilidade da topologia de circuito de chaveamento escolhida, Figura 29, com os componentes escolhidos. Tendo em vista que a impedância da carga é o alvo de análise, nesse momento, simplificou-se a carga para um RC (circuito resistor-capacitor) paralelo, essa carga foi utilizada para análise das entradas, H_{IN} e L_{IN}, e saídas L_O e H_O e para a análise da corrente no capacitor C_{boot} foi utilizada uma carga puramente resistiva.

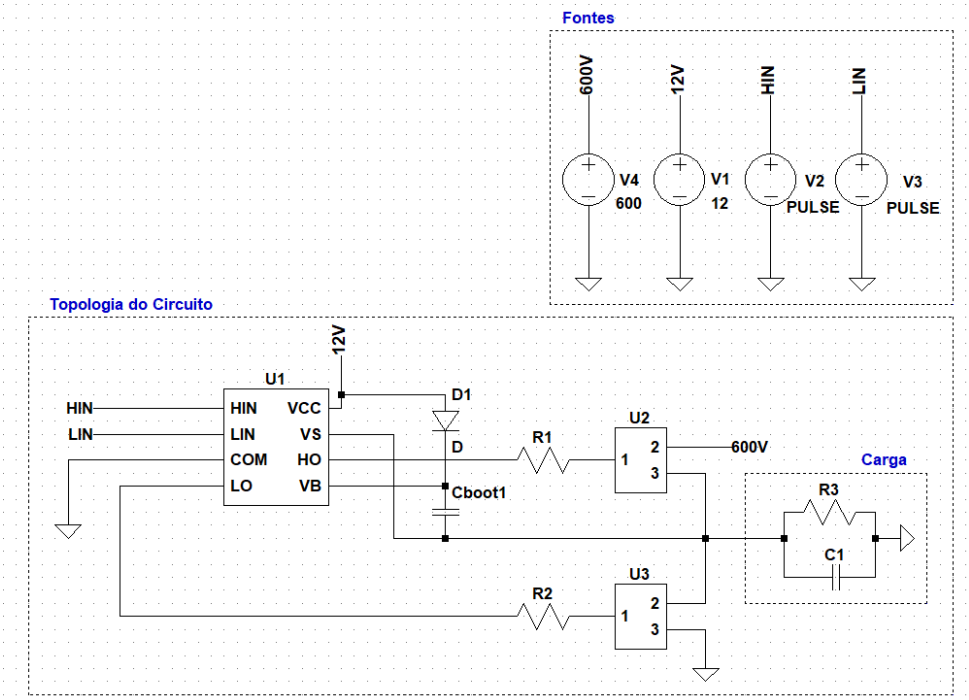


Figura 29 – Esquemático da simulação de validação da topologia com fonte flutuante *bootstrap*.

3.3.3 Aplicação Modelo Carga

Aplicou-se a o circuito análogo apresentado na Figura 24 na saída da meia ponte, analisou-se as quedas de tensões entre as seções do circuito e a corrente. Também foi realizada a aferição da potência dissipada no eletrodo 1 para isso somou-se a potência dois três componentes que compõe o análogo elétrico do aplicador porém o principal objeto de análise é a tensão na impedância biológica entre os nós $Z_{bio_{IN}}$ e $Z_{bio_{OUT}}$ que são visualizados na Figura 30.

Realizou-se a simulação para a faixa de frequência máxima da aplicação 15 kHz e tensão máxima 600 V, os valores utilizados na carga análoga estão apresentados na Secção 3.2 e a capacitância do capacitor de *bootstrap*, variou de acordo com os componentes utilizados.

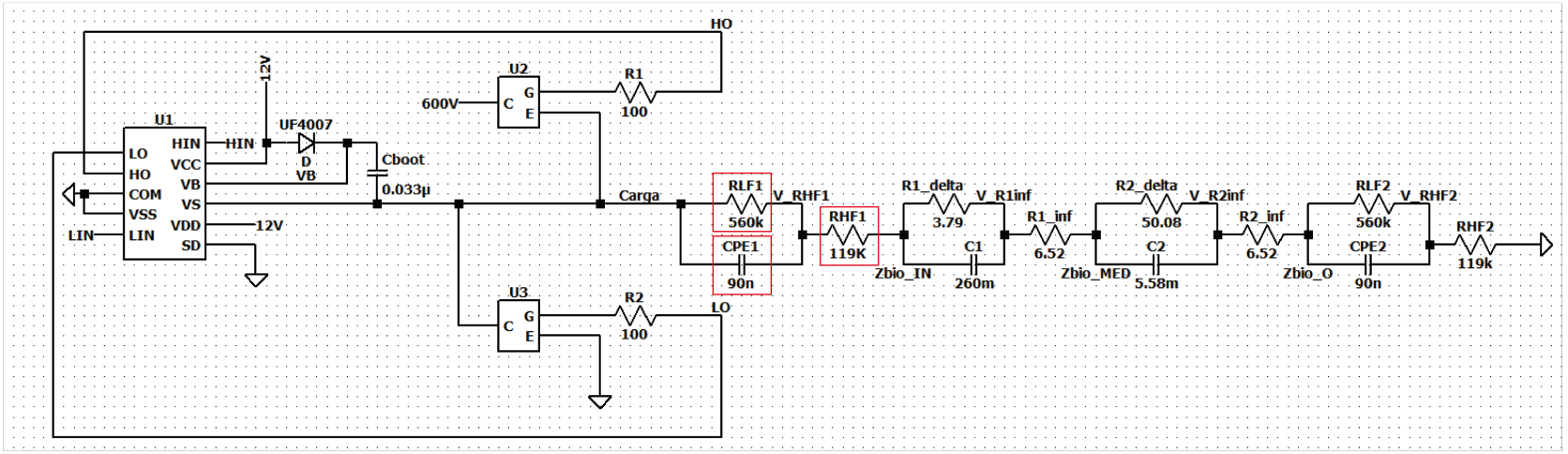


Figura 30 – Esquemático da simulação com carga análoga e demarcação com quadrados vermelhos dos locais de aferição da potência dissipada, a potência é aferida utilizando a ferramenta de ponta de prova com a tecla `ALT` pressionada

.

4 Resultados e Discussão

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos a partir da aplicações das metodologias descritas, seção 3, apresentando o resultado da triagem dos componentes, as simulações realizadas para o desenvolvimento do circuito de chaveamento do módulo gerador de pulsos.

4.1 Triagem dos Componentes

Conforme explicitado na seção 3.1.1 os *drivers* de porta e os transistores IGBTs foram selecionados inicialmente a partir dos sites *Mouser* e *Digi-key* conforme os filtros das Tabelas 3 e 2 e em seguida foram retiradas as duplicadas, segundo a Figura 31:

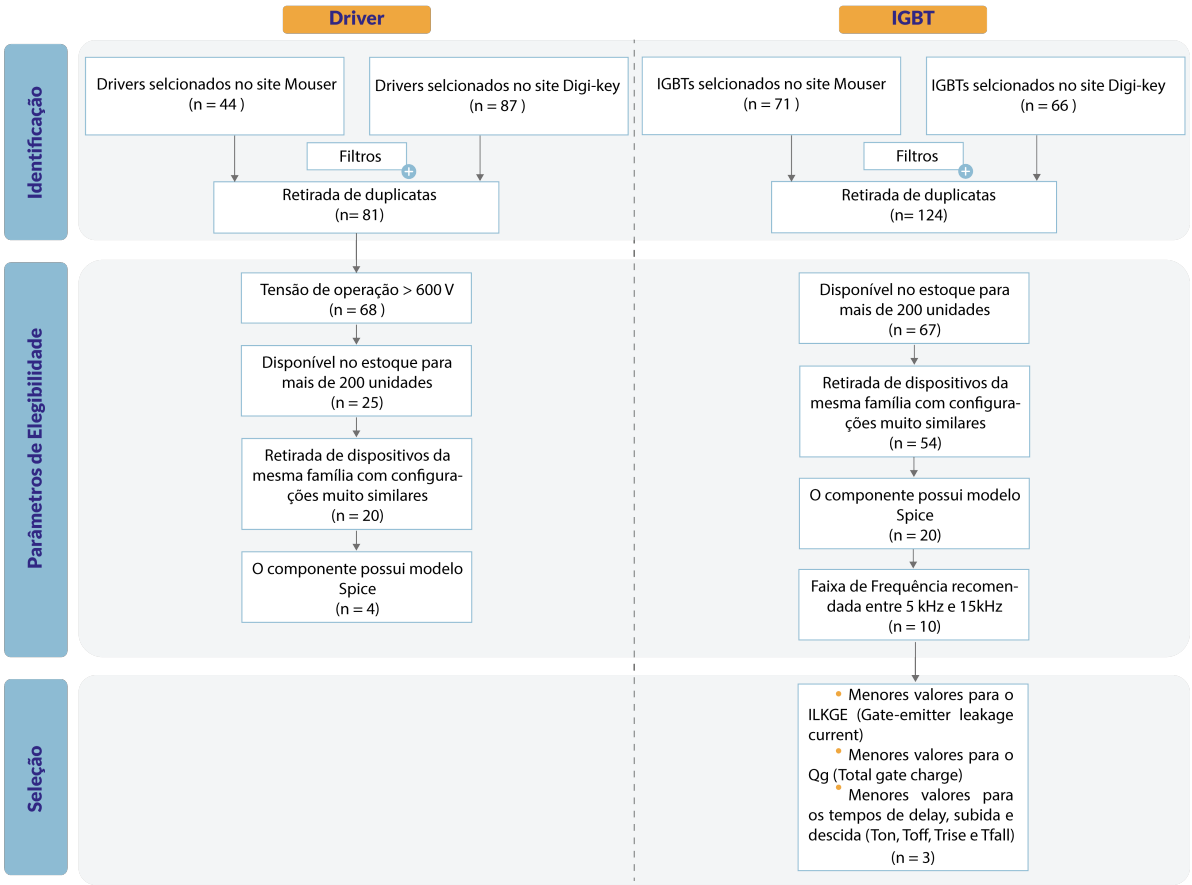


Figura 31 – Fluxograma do processo de seleção dos componentes principais para a simulação do circuito gerador de pulsos

Assim, para os drives a segunda etapa de seleção foi a elicitação apenas dos com-

ponentes que possuem a tensão de operação maior ou igual a 600 V, pois é necessário a conexão com a referência de alta tensão para realizar a referência flutuante. Enquanto que, para os transistores foi necessário selecionar apenas os que tinham melhor desempenho na faixa de frequência de chaveamento entre 5 kHz e 15 khz.

Além do mais, nessa etapa foram analisados os estoques do mercado internacional com a ferramenta de busca de componentes eletrônicos *Octopart*, conferência de componentes da mesma família com parâmetros iguais ou muito semelhantes e se o elemento possui modelo SPICE.

Entretanto, após a adição de parâmetros de elegibilidade ainda persistiram muitos IGBTs, então foram realizadas análises com base na corrente I_{QBS}, carga Q_g, e os tempos T_{on}, T_{off}, T_{rise} e T_{fall}. Dessa forma, foram escolhidos os componentes que possuíam os menores valores, uma vez que isso influência no tempo de chaveamento dos transistores e no tempo de recarga do capacitor de *bootstrap*. Logo, os componentes selecionados e suas respectivas propriedades são apresentados nas Tabelas 6 e 7:

Componentes	**Estoque**	I_{QBS} **(**μ**A)**	I_{LK} **(**n**A)**	Q_{LS} **(**n**C)**	I_{DS-} **(**μ**A)**
2ED2184S06FXUMA1	1.360	150	1	1	5
DGD2190MS8-13	4.980	45	50	1	50
IR2113SPBF	2.555	125	50	1	50
IR21844SPBF	1.980	60	50	5	1

Tabela 6 – *Drivers* selecionados para a simulação.

Componentes	**Estoque**	**Frequência Mínima (**k**Hz)**	I_{LKGE} **(**n**A)**	Q_g **(**n**C)**	T_{on} **(**n**s)**	T_{off} **(**n**s)**	T_{rise} **(**n**s)**	T_{fall} **(**n**s)**
IKW15T120	294	2	100	85	50	520	30	60
STGW8M120DF3	1.200	2	250	32	20	126	8.4	136
STGWA25M120DF3	527	2	250	85	28	150	15	155

Tabela 7 – IGBTs selecionados para a simulação.

Outrossim, foi selecionado o diodo de rápida recuperação UF4007, visto que é um componente de fácil acesso com muitas unidades disponíveis no estoque, possui o tempo de recuperação menor que $75ns$ e configura-se dentro dos padrões exigidos da aplicação.

Por conseguinte, após a triagem dos componentes e a especificação de projeto para o $V_{cc} = 12V$ e $T_{H_{on}} = 50\mu s$ torna-se possível estabelecer o capacitor de *bootstrap* fundamentado na seção 2.2.2 por meio das Equações 2.6, 2.7 e 2.8, com o calculo do

Δ_{VBS}, do Q_{tot} e consequentemente do C_{boot}, os quais são apresentados na Tabela 8 com a combinação entre os componentes escolhidos:

Combinações			Δ_{VBS} (V)	Q_{tot} (nC)	C_{boot} (nF)
Driver	IGBT	Diodo			
2ED2184S06FXUMA1	IKW15T120	UF4007	3,35	94,3	28,1
	STGW8M120DF3		2,9	41,3	14,2
	STGWA25M120DF3		2,35	94,3	40,1
DGD2190MS8-13	IKW15T120	UF4007	3,35	93,8	28,0
	STGW8M120DF3		2,9	40,8	14,1
	STGWA25M120DF3		2,35	93,8	39,9
IR2113SPBF	IKW15T120	UF4007	3,35	95,3	28,5
	STGW8M120DF3		2,9	42,3	14,6
	STGWA25M120DF3		2,35	95,3	40,7
IR21844SPBF	IKW15T120	UF4007	3,35	96,1	28,9
	STGW8M120DF3		2,9	43,1	14,9
	STGWA25M120DF3		2,35	96,1	40,9

Tabela 8 – Combinação entre os componentes principais (*Driver*, IGBT e Diodo) e o capacitor de *Bootstrap* resultante.

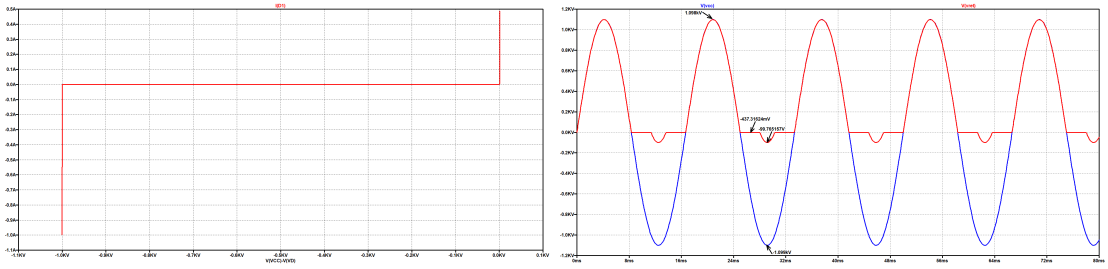
Os capacitores foram escolhidos na biblioteca do LTSpice, seguindo a exigência de ser de baixo ESR, assim escolheu-se capacitores classe X7R da fabricante Murata.

4.2 Validação dos Modelos e Topologia

Os modelos dos componentes selecionados estão presentes no Anexo A, ressalta-se que utilizou-se os modelos obtidos nos sites das fabricantes.

4.2.1 Validação Modelo Diodo UF4007

A Figura 32a apresenta o resultado gerado a partir da simulação utilizando o esquemático apresentado na Figura 26a, já a Figura 32b apresenta o resultado para o teste de retificação, cujo o circuito está presente na Figura 26b.



(a) Curva característica corrente-tensão. (b) Resultado após o alcance da tensão de ruptura do diodo.

Figura 32 – Simulação no software LTspice do Diodo UF4007.

A curva corrente-tensão apresentada pela Figura 32a apresenta a as regiões características do diodo, a tensão no diodo foi obtida pela subtração $VCC - VD$ apresentadas no esquemático. A Figura 33, apresenta uma ampliação na região de polarização direta.

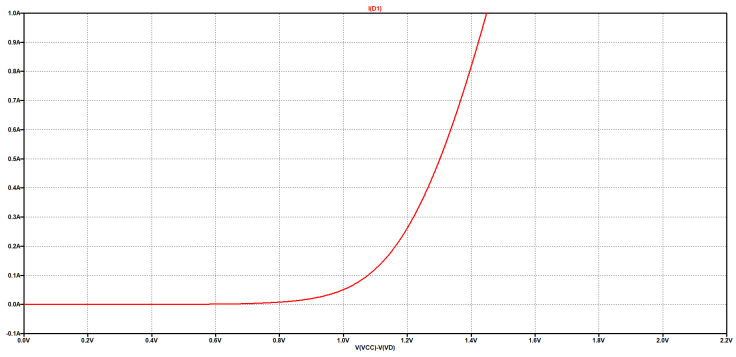


Figura 33 – Zona de polarização direta resultante da simulação com o modelo do diodo UF4007.

Ressalta-se que o modelo encontrado para o diodo é um modelo nível 1, que não contém as Equações de recuperação direta e reversa, Ma e Lauritzen (1993) apresenta um modelo contendo essas Equações utilizando a linguagem de modelagem MAST, para uma análise com maior nível de detalhes é importante a adequação do modelo para levar em consideração os fatores não lineares do diodo.

4.2.2 Validação Modelos *Drivers*

A validação dos modelos dos *drivers* é realizada a partir da comparação dos resultados obtidos dos parâmetros de temporização da simulação em comparação com os resultados disponíveis no *datasheet*.

Assim, avalia-se para cada *driver* as entrada do lado alto (H_{IN}) e do lado baixo (L_{IN}) e as formas as saídas do lado alto (H_O) e do lado baixo (L_O), Figura 34. Dessa

forma, a partir de tais formas de onda é possível calcular as variáveis T_{on}, T_{off}, T_{rise} e T_{fall}, conforme apresentado na seção 2.2.

Outrossim, identifica-se que para os componentes que possuem entradas separadas para a fonte pulsada de entrada (H_{IN} e L_{IN}) ocorre o acionamento das duas portas simultaneamente. Assim, esse evento propicia um curto-circuito e por isso tem-se a necessidade de adicionar um atraso na fonte de entrada do L_{IN}, esse curto-circuito além de danificar o sistema elétrico, pode causar uma descarga de alta potência nos aplicadores. Porém, nota-se que a simulação contínua, mesmo havendo esse curto e ressalta-se que o dispositivo IGBT possui uma proteção que permite permanecer um espaço de tempo curto-circuitado.

Como demostrado nas Figuras 55, 56, 57 e 58, apresentadas no Apêndice B, são evidenciados os pontos de 10%, 50% e 90% da amplitude de pulso na borda de subida e descida da entrada e da saída. Assim, a Tabela 9 apresenta a comparação dos parâmetros de tempo obtidos na simulação e no *datasheet*:

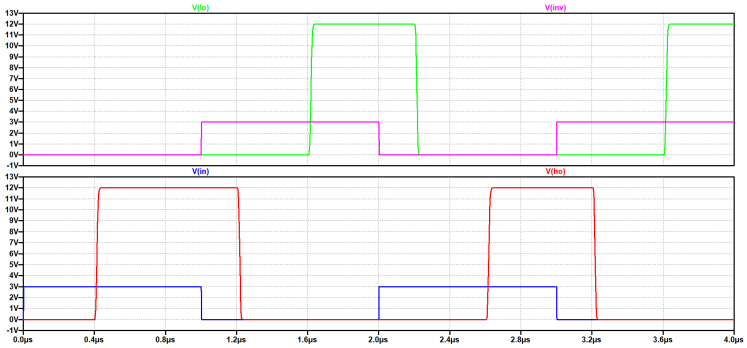
Componente	**Dados**	T_{on} (ns)	T_{off} (ns)	T_{rise} (ns)	T_{fall} (ns)
2ED2184S06FXUMA1	Datasheet	90 - 110	90 - 110	25 - 35	17 - 25
	Simulação	406	209	15	12
DGD2190MS8-13	Datasheet	140 - 200	140 - 200	25 - 50	25 - 45
	Simulação	141	142	24	20
IR2113SPBF	Datasheet	120 -150	94 -125	25 - 35	17 -25
	Simulação	114	90	21	12
IR21844SPBF	Datasheet	680 - 900	270 - 400	40 - 60	20 -35
	Simulação	655	181	33	17

Tabela 9 – Parâmetros de tempo para o pulso de onda quadrada não ideal simulada no *software* LTspice para os *drivers* em comparação com os resultados do *datasheet*

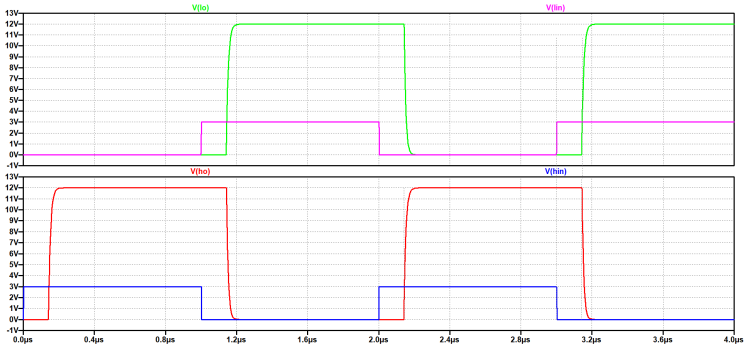
Portanto, é perceptível que existem algumas discrepâncias entre os tempos do *datasheet* e os adquiridos na simulação. Assim, as pequenas variações ocorrem por conta da falta de precisão durante a verificação dos pontos de marcação no gráfico.

4.2.3 Validação Modelos IGBTs

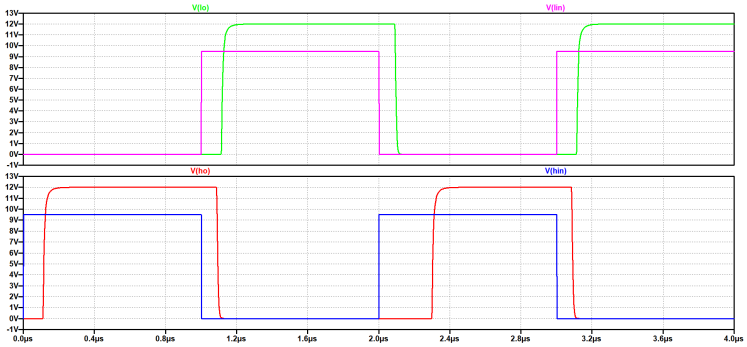
Realizou-se a simulação de varredura de tensões DC para os IGBTs IKW15T120, STGW8M120DF3 e STGWA25M120DF3, os resultados estão apresentados na Figura 35. Nota-se curvas características estáticas coerentes com as especificações para os componentes da Figura 35a e Figura 35c. O resultado obtido pelo modelo do dispositivo



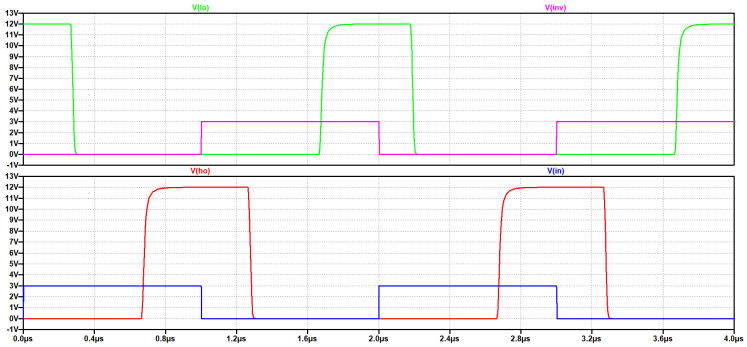
(a) Formas de onda para o *driver* 2ED2184S06FXUMA1.



(b) Formas de onda para o *driver* DGD2190MS8-13.



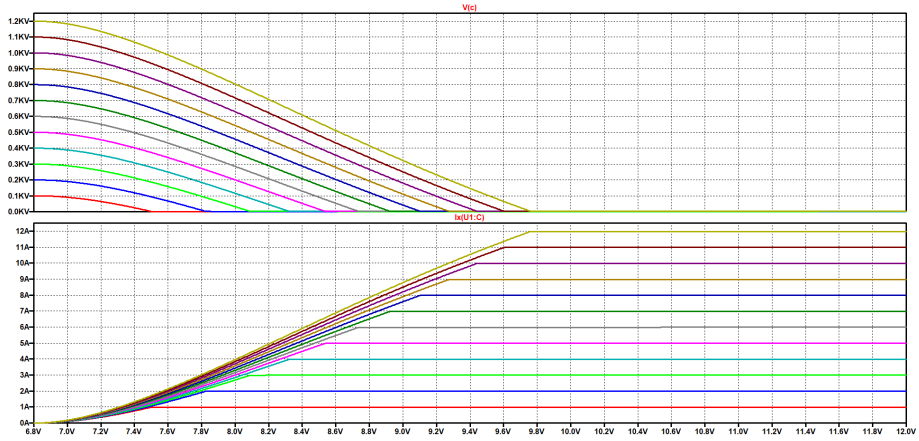
(c) Formas de onda para o*driver* IR2113SPBF.



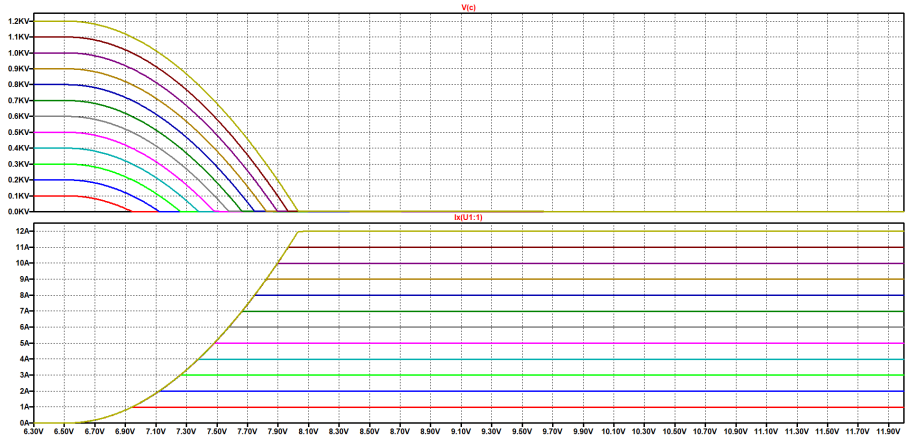
(d) Formas de onda para o*driver* IR21844SPBF.

Figura 34 – Simulação no software LTspice para análise da tensão de entrada e saída no lado alto e no lado baixo para os *drivers* selecionados.

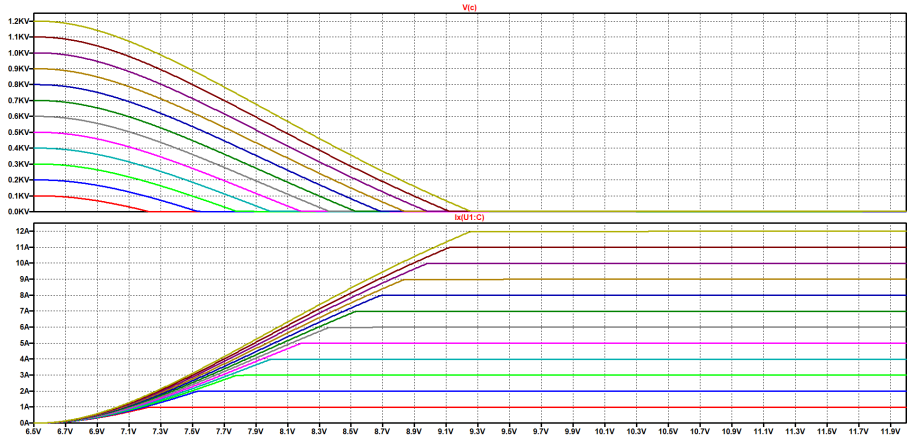
STGWA25M120DF3 apresenta linearidade diferindo dos valores esperados presentes no *datasheet*.



(a) Resultado da simulação para o IGBT STGW8M120DF3.



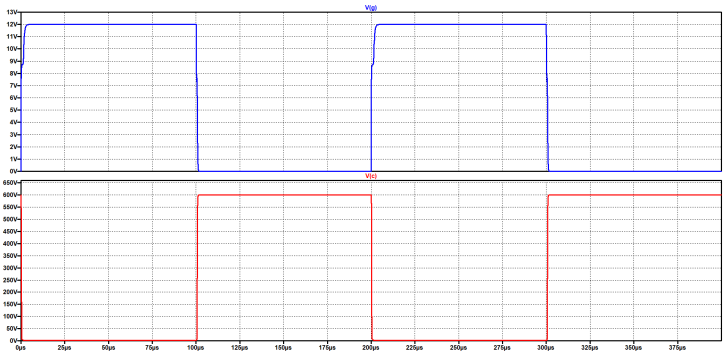
(b) Resultado da simulação para o IGBT STGWA25M120DF3.



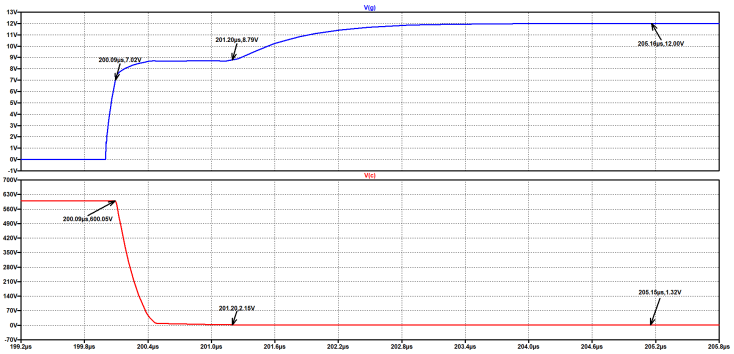
(c) Resultado da simulação para o IGBT IKW15T120.

Figura 35 – Resultado da simulação de varredura de parâmetros de tensão nas fontes do circuito da Figura 28a, os gráficos apresentam a tensão e corrente no coletor dos IGBTs.

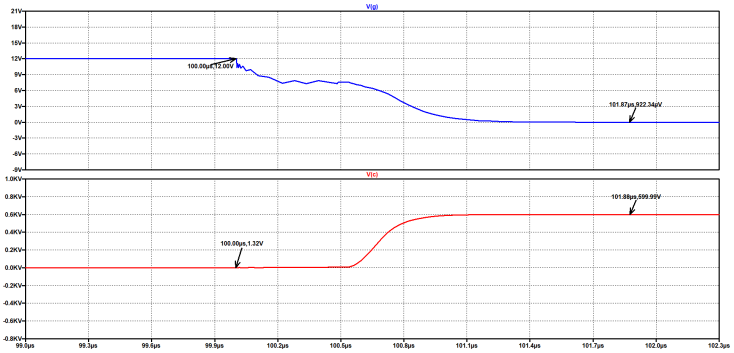
O resultado da resposta dinâmica para o IGBT IKW15T120 está presente na Figura 36, em que as Figuras 36b e 36c focam nas bordas de subida e descida dos pulsos respectivamente. Comparando-se com os as ondas características apresentadas por Busarello, Simões e Pomilio (2018), os resultados obtidos são similares, com alguns aspectos de não linearidade presentes.



(a) Resultado da simulação dinâmica, com pulsos de 12 V e frequência 5 kHz.



(b) Marcação de tensão e período para inicio da queda de tensão no coletor, transição entre primeiro platô e platô final na tensão da fonte.



(c) Marcação do momento de chaveamento e período completo de descida até plato.

Figura 36 – Resultados de simulação de chaveamento da porta do IGBT, foram marcados os tempos e tensões onde ocorrem transições e o platô.

No momento de simulação das respostas dinâmicas com os modelos SPICE dos componentes STGW8M120DF3 e STGWA25M120DF3 a simulação não era finalizada, sendo gerada a caixa de diálogo *Time step too small*. Foram realizadas diversas tentativas de simulação, alterando os valores das tensões e resistores e até configurações do simulador, porém o erro persistiu.

Assim, foi necessária a seleção de outro componente com o objetivo de substituir os componentes STGW8M120DF3 e STGWA25M120DF3. Logo, foi selecionado o IKW40N120T2, o qual segue os padrões pré-determinados conforme a metodologia na seção 3.1.1. Além de que, possui modelo *SPICE* e atua na faixa de frequência de 2 a 20 kHz, entretanto, tal componente não possui os melhores tempos de *delay*, subida e descida (T_{on}, T_{off}, T_{rise} e T_{fall}). Outrossim, o cálculo para o capacitor de *bootstrap* foi refeito para o novo componente, como exposto na Tabela 10:

Combinações			Δ_{VBS} (V)	Q_{tot} (nC)	C_{boot} (nC)
Driver	IGBT	Diodo			
2ED2184S06FXUMA1	IKW15T120	UF4007	3,35	94,3	28,1
	IKW40N120T2		3,35	201	60,1
DGD2190MS8-13	IKW15T120	UF4007	3,35	93,8	28,0
	IKW40N120T2		3,35	201	59,9
IR2113SPBF	IKW15T120	UF4007	3,35	95,3	28,5
	IKW40N120T2		3,35	202	60,4
IR21844SPBF	IKW15T120	UF4007	3,35	96,1	28,9
	IKW40N120T2		3,35	203	60,6

Tabela 10 – Nova combinação entre os componentes principais (*Driver*, IGBT e Diodo) e o capacitor de *Bootstrap* resultante

Assim, realizou-se a validação do modelo do IGBT IKW40N120T2 da mesma forma que foi realizada anteriormente com os outros modelos. Os resultados estão expostos nas Figura 37 e 39, o que possibilita a percepção que para a simulação dos parâmetros estáticos, o resultado foi próximo do obtido para o o componente STGWA25M120DF3.

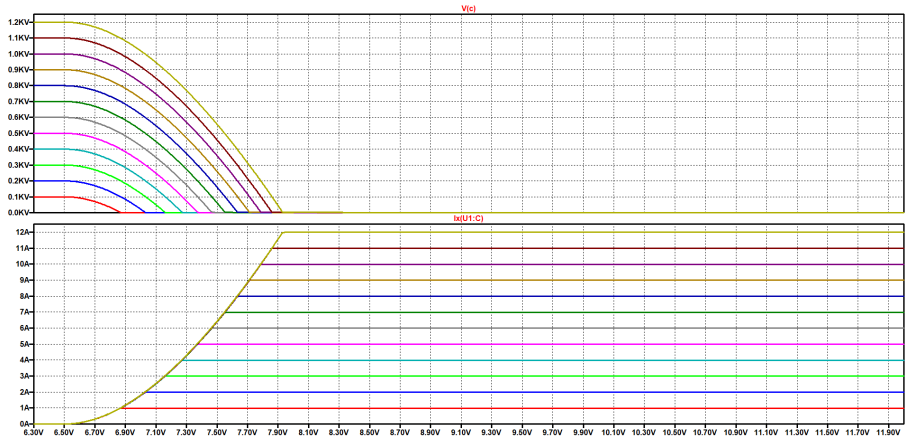


Figura 37 – Resultado da simulação de varredura de parâmetros de tensão nas fontes do circuito da figura 28a, os gráficos apresentam a tensão e corrente no coletor dos IKW40N120T2.

A Figura 38 apresenta o resultado da simulação que relaciona a tensão de coletor-emissor e corrente de coletor, no simulador Simetrix, utilizado pela Infeneon.

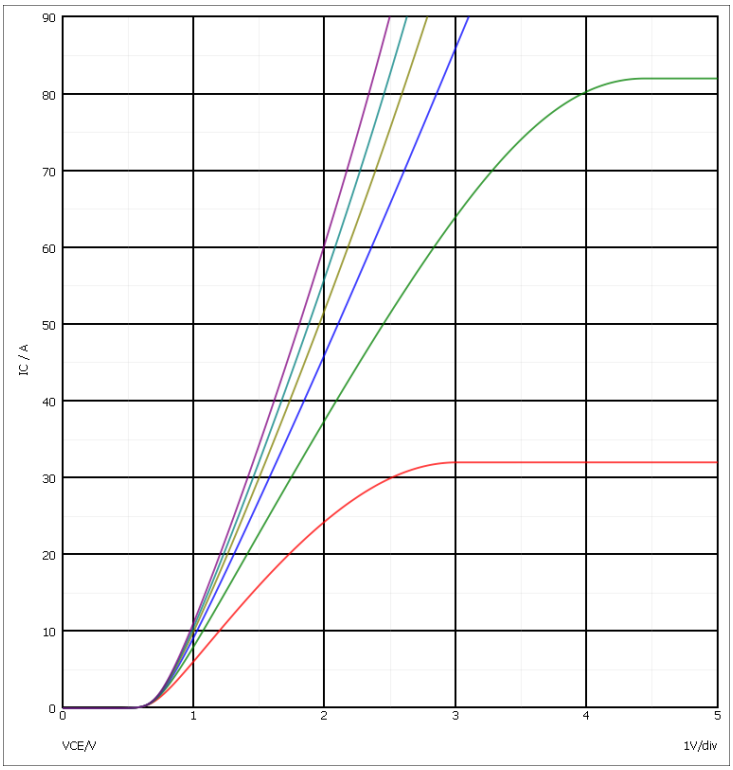
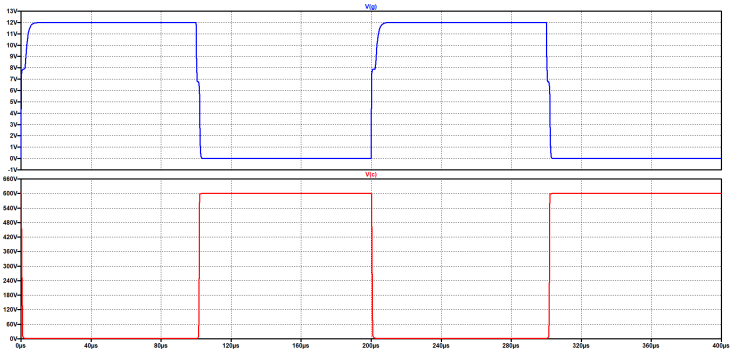


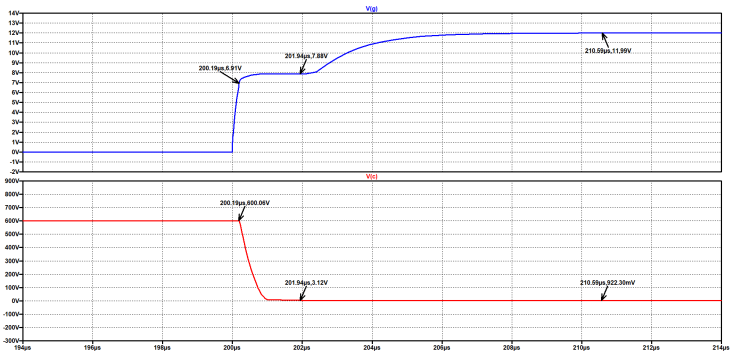
Figura 38 – Resultado da simulação de varredura de parâmetros de tensão no simulador utilizado pela empresa fabricante do IGBT IKW40N120T2.

Com as simulações contínua e transiente dos modelos SPICE dos IGBTs IKW15T120 e IKW40N120T2, foi possível verificar o funcionamento correto dos modelos e analisar pos-

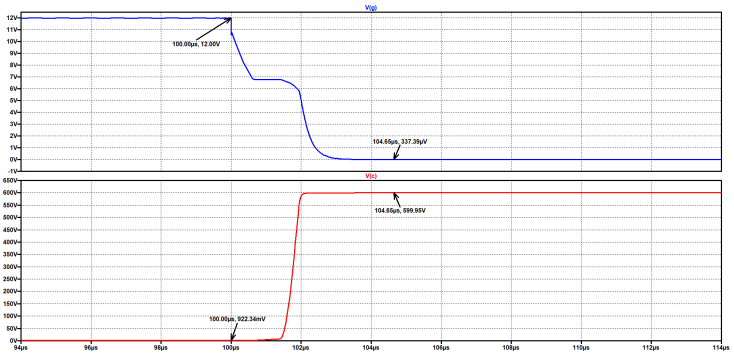
síveis simplificações do modelo, como por exemplo na Figura 37 que a corrente da porta coletor possui o mesmo coeficiente angular. Além so mais, a Figura 39b expõe o resultado da resposta dinâmica para o IGBT IKW40N120T2:



(a) Resultado da simulação dinâmica, com pulsos de 12 V e frequência 5 kHz.



(b) Marcação de tensão e período para inicio da queda de tensão no coletor, transição entre primeiro platô e platô final na tensão da fonte.



(c) Marcação do momento de chaveamento e período completo de descida até plato

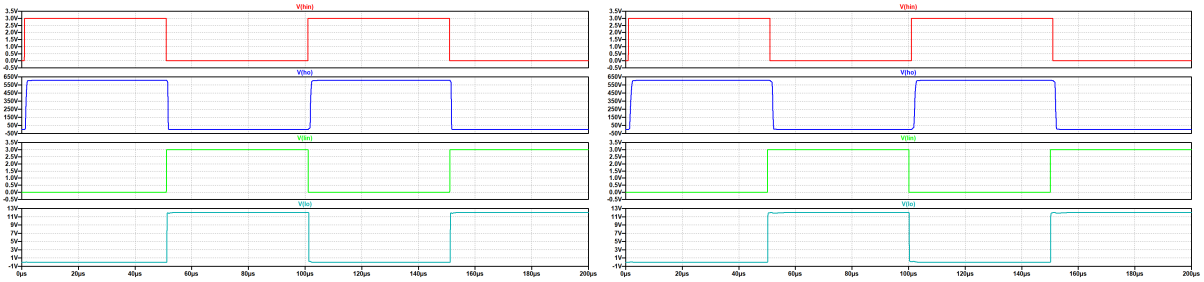
Figura 39 – Resultados de simulação de chaveamento da porta do IKW40N120T2, foram marcados os tempos e tensões onde ocorrem transições e o platô.

4.2.4 Simulações Topologia

Foi realizada a montagem dos 8 circuitos elaborados a partir da combinação dos componentes do sistema de chaveamento, conforme o circuito apresentado na seção 3.3.2. Assim, para os dois primeiros circuitos gerados da combinação do *driver* 2ED2184S06FXUMA1 com os IGBTs IKW15T120 e IKW40N120T2 não foram possíveis realizar as simulações.

O software SPICE utiliza aproximações numéricas para realizar as simulações, assim tal fato pode ocasionar uma série de imprecisões durante o processo de desenvolvimento das formas de onda, principalmente quando a constante de tempo do circuito é muito rápida. Logo, pode-se amenizar tal acontecimento a partir da variação das capacitâncias e resistências no circuito ou com a adição de indutores em lugares que existem grandes variações de corrente. Entretanto, tal correção mudaria o circuito proposto e não seria possível comparar os resultados desses circuitos com os demais produzidos, uma vez que, seria necessária a mudança de parâmetros da simulação.

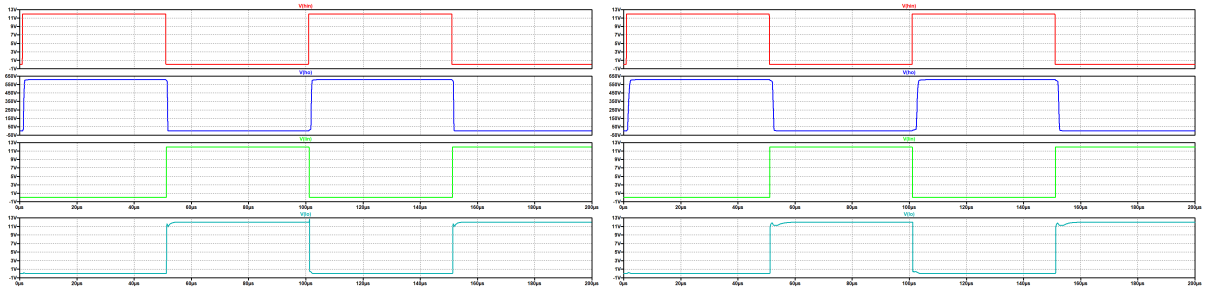
Já para as demais combinações do dispositivo foram avaliados os parâmetros de tempo com a finalidade de verificar como os IGBTs e a carga (resistor e capacitor) influenciam na saída do *driver*. Assim, foram avaliadas as formas de onda de entrada e saída do *driver*, de acordo com as Figuras 40, 41 e 42:



(a) Forma de onda para o circuito com IGBT IKW15T120.

(b) Forma de onda para o circuito com IGBT IKW40N120T2.

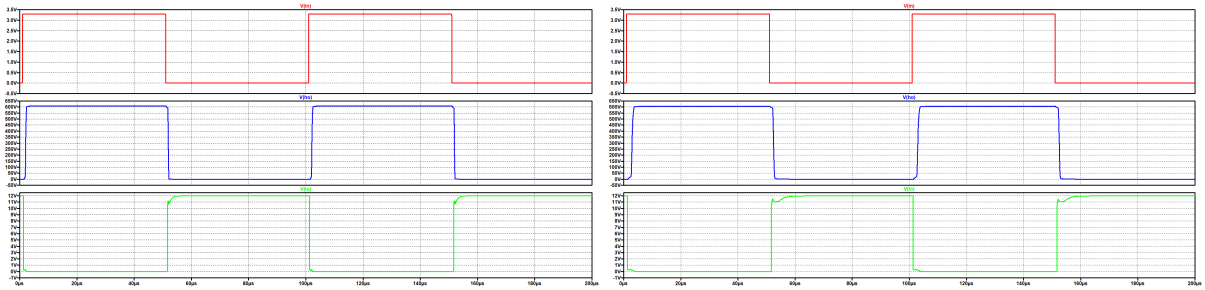
Figura 40 – Análise da tensão de entrada e saída no lado alto e no lado baixo para dos circuitos completos para o *driver* DGD2190MS8-13.



(a) Forma de onda para o circuito com IGBT IKW15T120.

(b) Forma de onda para o circuito com IGBT IKW40N120T2.

Figura 41 – Análise da tensão de entrada e saída no lado alto e no lado baixo para dos circuitos completos para o *driver* IRS2113SPBF.



(a) Forma de onda para o circuito com IGBT IKW15T120.

(b) Forma de onda para o circuito com IGBT IKW40N120T2.

Figura 42 – Análise da tensão de entrada e saída no lado alto e no lado baixo para dos circuitos completos para o *driver* IRS21844SPBF.

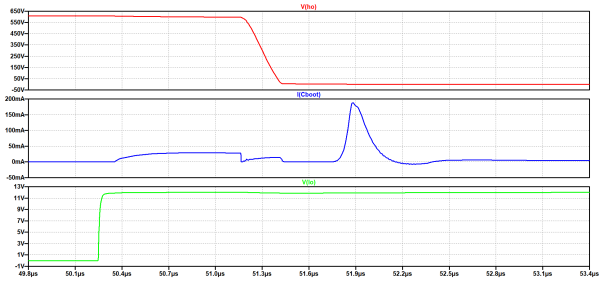
Portanto, a partir da demarcação dos tempos de subida e descida das ondas dos sistemas de chaveamento conforme demonstrado nas imagens do Apêndice C, foi possível calcular os tempos T_{on} e T_{off} para os dois tipos de acionamento, consoante a Tabela 11:

Driver	**IGBTs**	**IKW15T120T2**		**IKW40N120**	
	Acionamento	T_{on} $(n$s$)$	T_{off} $(n$s$)$	T_{on} $(n$s$)$	T_{off} $(n$s$)$
DGD	Lado alto	900	410	1130	990
	Lado baixo	140	140	140	150
IR2113SBPF	Lado alto	890	640	171	128
	Lado baixo	110	80	110	80
IR21844SBPF	Lado alto	1110	870	1940	1550
	Lado baixo	670	260	660	260

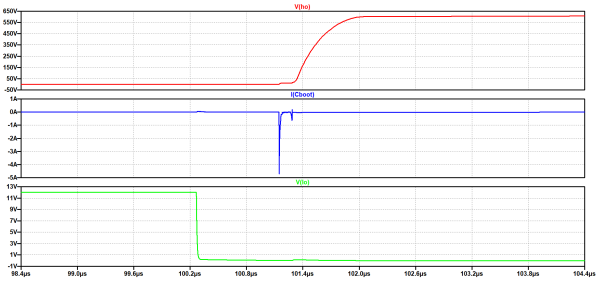
Tabela 11 – Parâmetros de tempo para o pulso de onda quadrada não ideal simulada no software LTspice do sistema de chaveamento

Assim, percebe-se que houve um aumento significativo nos tempos de subida e descida as dois lados de acionamento em comparação com os tempos adquiridos apenas na simulação individual dos *drivers*.

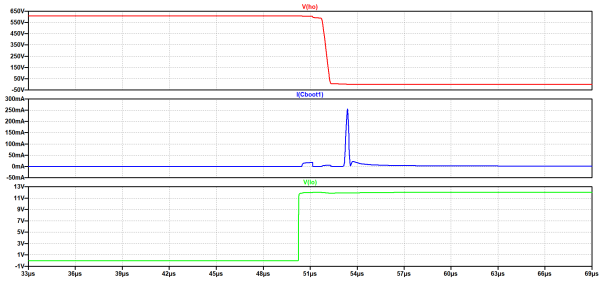
A Figura 43 apresenta o comportamento da corrente no capacitor de *bootstrap* na transição de acionamento das portas com o *driver* DGD2190MS8-13, o comportamento da corrente simula o apresentado na Figura 19.



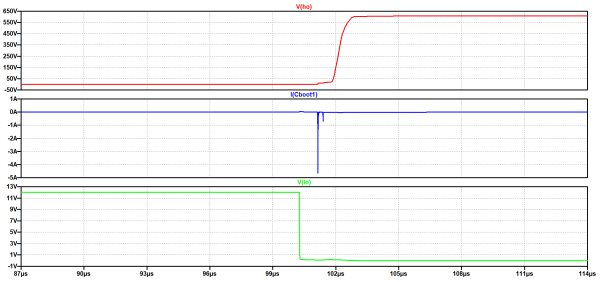
(a) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW15T120 do lado baixo da meia ponte.



(b) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW15T120 do lado alto da meia ponte.



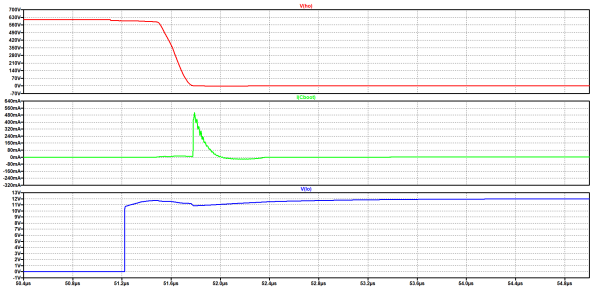
(c) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW40N120T2 do lado baixo da meia ponte.



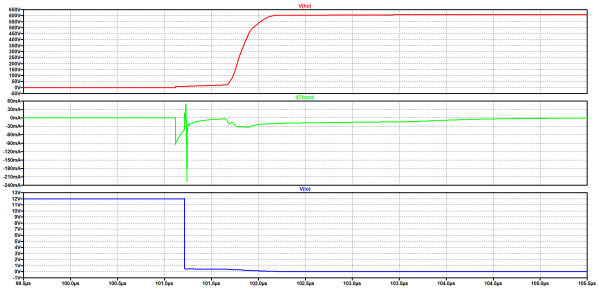
(d) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW40N120T2 do lado alto da meia ponte.

Figura 43 – Análise do comportamento da corrente no capacitor de *bootstrap* no circuito utilizando o *driver* DGD2190MS8-13.

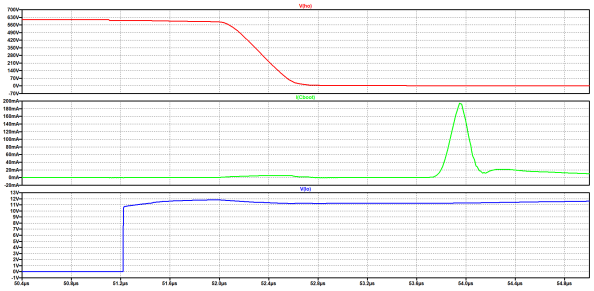
A característica da corrente do capacitor de *bootstrap* pode ser verificada igualmente nas Figuras 44 e 45. Essa análise de direção das correntes é fundamental para posteriormente realizar a aplicação de um circuito limitador de corrente, já que o circuito limitador estará disposto na zona de saída de carga que é um dos nós do capacitor.



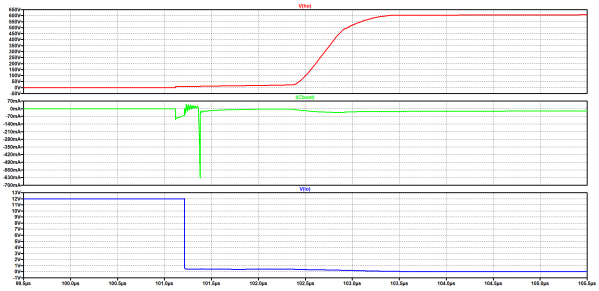
(a) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW15T120 do lado baixo da meia ponte.



(b) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW15T120 do lado alto da meia ponte.



(c) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW40N120T2 do lado baixo da meia ponte.

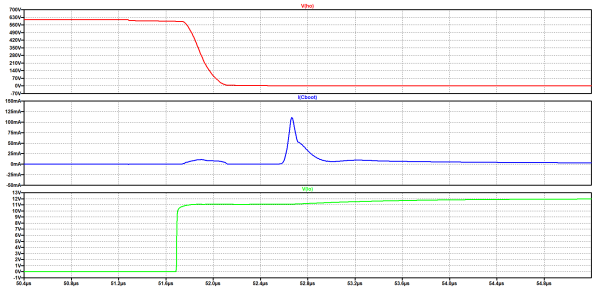


(d) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW40N120T2 do lado alto da meia ponte.

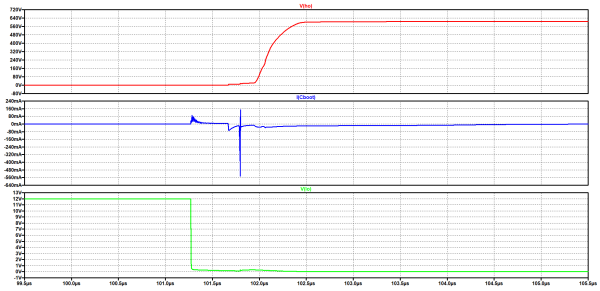
Figura 44 – Análise do comportamento da corrente no capacitor de *bootstrap* no circuito utilizando o *driver* IR2113S.

É importante notar que as direções das correntes são iguais para todas as Figuras 43, 44 e 45, porém elas possuem diferentes características como o formato e os períodos.

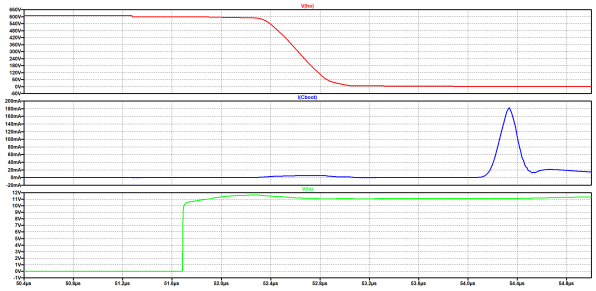
Gerou-se um exemplo do resultado do dimensionamento incorreto do capacitor de *bootstrap*, com a seleção de um capacitor com valor de capacitância inferior ao selecionado a partir dos cálculos. Assim, verifica-se que o pulso de alta tensão não é mantido durante todo o período de H_{IN}, Figura 46.



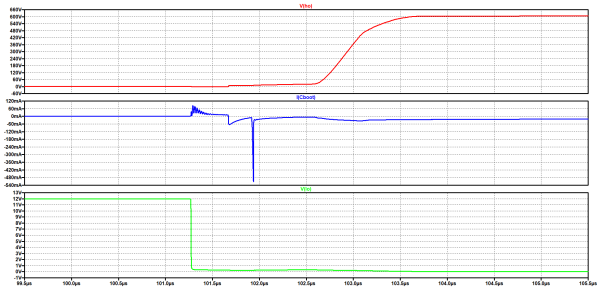
(a) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW15T120 do lado baixo da meia ponte.



(b) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW15T120 do lado alto da meia ponte.

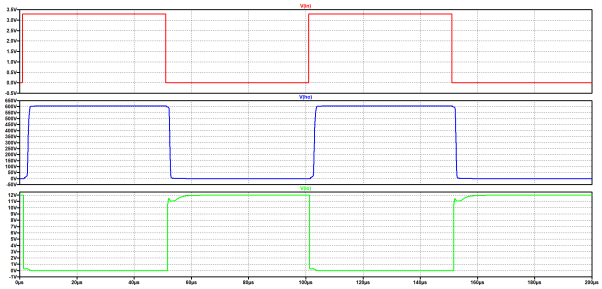


(c) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW40N120T2 do lado baixo da meia ponte.

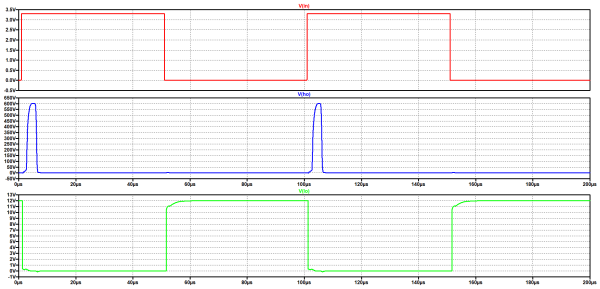


(d) Corrente no capacitor de *bootstrap* para acionamento da porta do IGBT IKW40N120T2 do lado alto da meia ponte.

Figura 45 – Análise do comportamento da corrente no capacitor de *bootstrap* no circuito utilizando o *driver* IR21844SBPF.



(a) Sinais gerados com a utilização do capacitor de 68 nF.



(b) Sinais gerados com a utilização do capacitor subdimensionado de 15 nF.

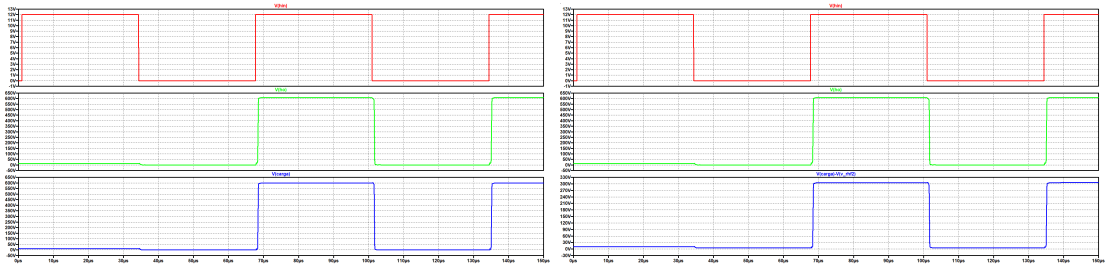
Figura 46 – Comparação de resultados de pulsos de controle de porta para um capacitor de bootstrap dentro da faixa necessária e um subdimensionado.

4.3 Simulações com Carga Modelo Cole-Cole

Quando foi aplicada a carga Cole-Cole no sistema de chaveamento dos *drivers* DGD2190MS8-13 e IR21844SPBF não foi possível finalizar a simulação. Tendo em vista que as simulações não progrediam após certo ponto e a variável *Simulation Speed* permanecia em zero segundos por segundo. Ao analisar o arquivo *SPICE Error Log* não havia nenhum erro especificado. Evidencia-se que as simulações para estes componentes foram processadas por mais de 30 minutos e não houve nenhum progresso.

Realizou-se os procedimentos indicados por Alonso (2022) para a aceleração das simulações, porém tais alterações não foram efetivas, permanecendo o erro. Já para o *driver* IR21844SPBF ao se substituir a carga de teste da topologia pela carga análoga do sistema aplicador e tecido renal, foram exibidas as caixas de dialogo de *Time step too small*, para ambos os IGBTs com modelos SPICE, os quais já tinham sido anteriormente validados.

Já o circuito com o *driver* IR2113S foi possível obter resultados, assim, inicialmente realizou-se a simulação com o IGBT IKW15T120. Dessa forma, observou-se as ondas H_{IN}, H_O e a descarga realizada no ponto de entrada da carga, Figura 47a. Também foi visualizada a queda de tensão na carga análoga verificando assim o sinal no resistor do eletrodo de referência R_{HF2} , Figura 47b, ligado ao terra.



(a) Análise Sinais do lado alto do *driver* e tensão na carga.

(b) Análise da diferença de potencial da na entrada da carga e no eletrodo de referência.

Figura 47 – Análise da temporização relacionando sinal de entrada e saída do *driver* IR2113S, respectivamente H_{IN} e H_O e os sinais na carga análoga.

Como observado na Figura 47 houve uma perda de potencial na descarga do pulso de alta tensão, assim verificou-se as tensões ponto à ponto da carga. Ressalta-se que em uma aplicação real essa medição não seria possível, porém poderia ser derivada a partir da análise de intensidade do campo elétrico, Figura 48.

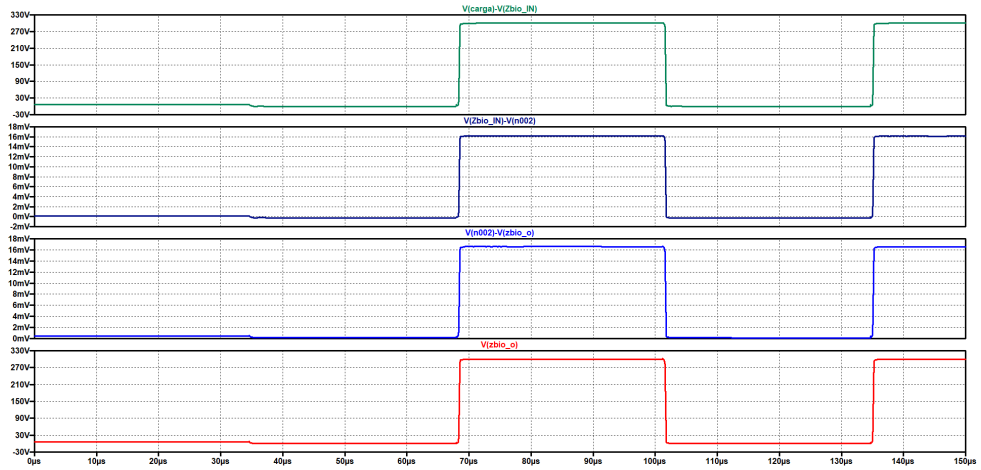


Figura 48 – Diferença de potencial entre seções da carga análoga.

Outro ponto a ser analisado é que no primeiro ciclo de ativação do lado alto não foi obtida a descarga de alta tensão na carga, mesmo ocorrendo a inicialização da tensão no pino V_B do *driver*. Além disso é notado no período próximo à 35 μs a presença de um sinal atípico, Figura 49, essa temporização coincide com a transição de L_{IN} para nível lógico alto. É possível verificar a tensão inicial presente no capacitor C_{boot} que foi setada em 12 V, ademais nota-se que o capacitor é descarregado ao invés de ser carregado nesse período e existe uma polarização inversa na carga, tensão negativa em R_{HF2}. Essa possibilidade de polarização reversa deve ser levada em consideração na circuitaria de proteção do circuito de chaveamento.

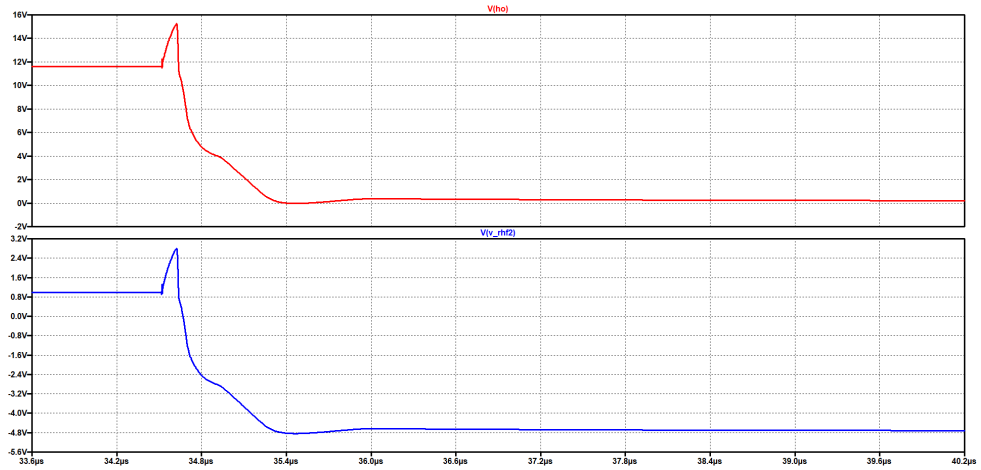


Figura 49 – Sinal presente na saída de ativação do lado alto do *driver* e na carga, para o momento de ativação do primeiro ciclo de L_{IN}.

Por fim, verificou-se a potência dissipada no eletrodo 1, Figura 50, essa potência é aproximadamente $0,75$ W.

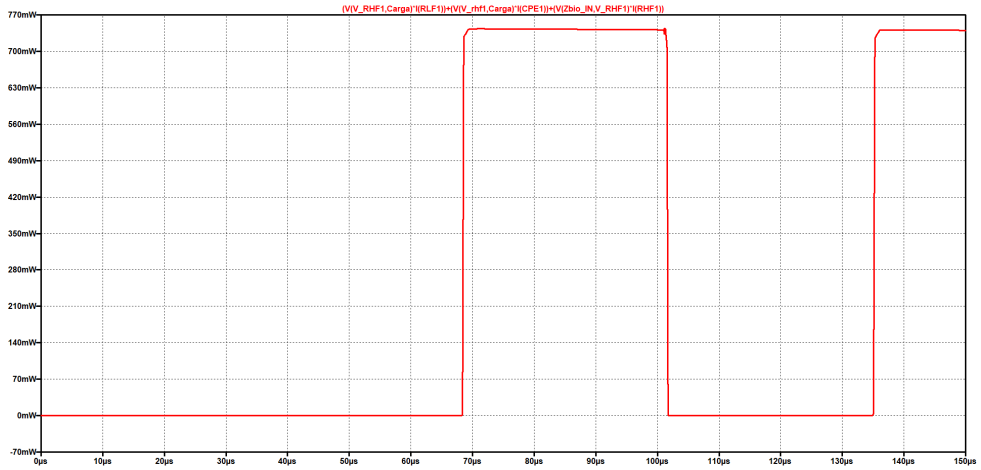
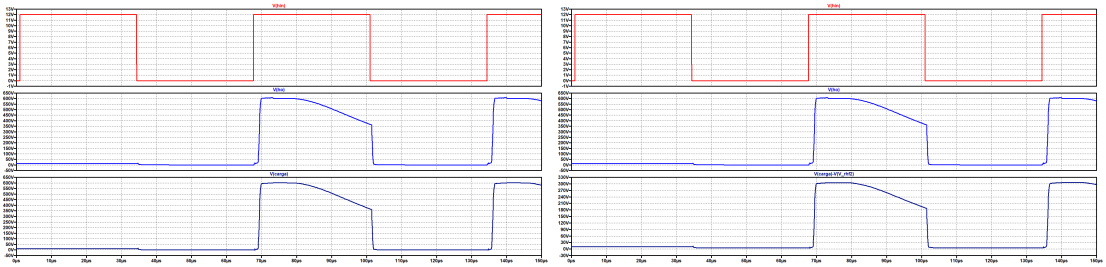


Figura 50 – Potência dissipada no componentes que representam o eletrodo 1.

Na simulação com o IGBT IKW40N120T2 obteve-se um pulso na carga com decaimento de tensão no tempo, Figura 51. Porém no primeiro ciclo de H_{IN} também não houve a descarga do pulso de alta tensão, o qual possui a mesma característica de polarização reversa na carga, Figura 52.



(a) Análise Sinais do lado alto do *driver* e tensão na carga.

(b) Análise da diferença de potencial da na entrada da carga e no eletrodo de referência.

Figura 51 – Análise da temporização relacionando sinal de entrada e saída do *driver* IR2113S, respectivamente H_{IN} e H_O e os sinais na carga análoga com o transistor IKW40N120T2.

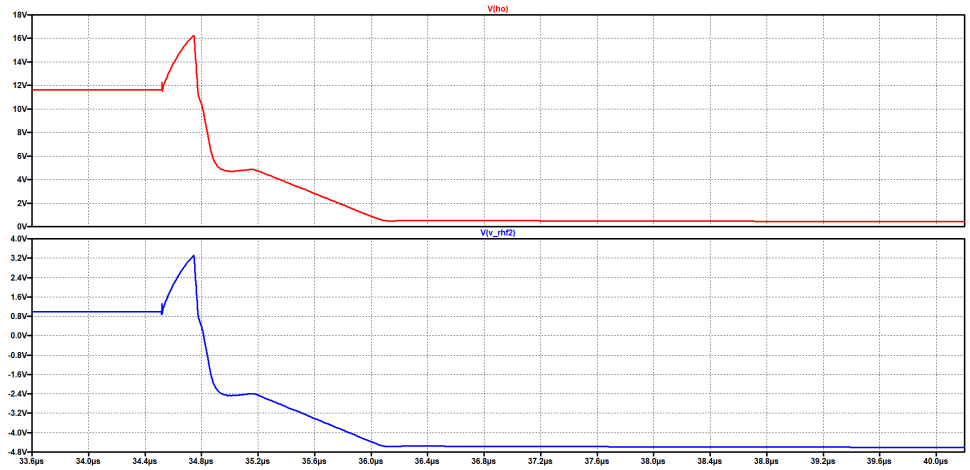


Figura 52 – Sinal presente na saída de ativação do lado alto do *driver* e na carga, para o momento de ativação do primeiro ciclo de L_{IN} na topologia utilizando o componente IKW40N120T2 como IGBT.

As diferenças de potencial nas seções da carga análoga, para ambos os IGBTs utilizados, possuem amplitude máxima próxima. Logo, a característica de decaimento de tensão pode ser visualizada na Figura 53. Enquanto que, a potência dissipada no eletrodo 1, possui aproximadamente o mesmo máximo com decaimento anterior, Figura 54.

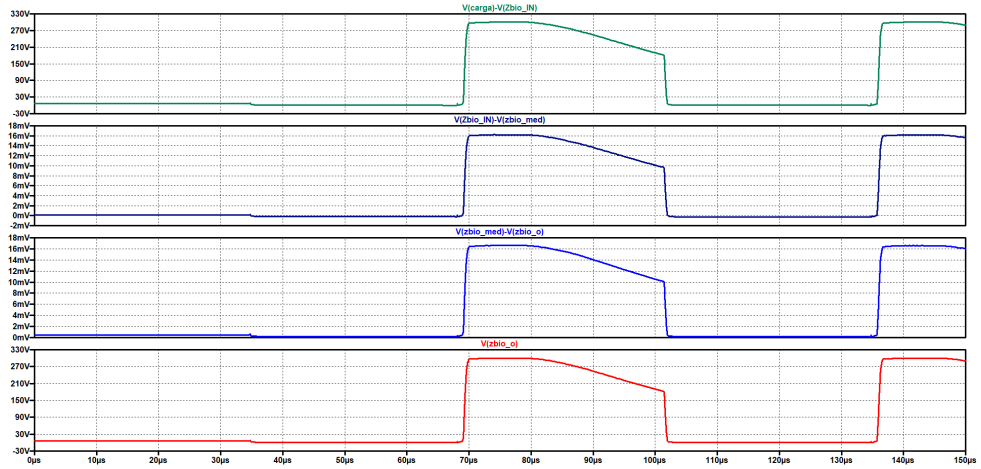


Figura 53 – Diferença de potencial entre seções da carga análoga com o circuito de chaveamento utilizando o componente IKW40N120T2 como IGBT.

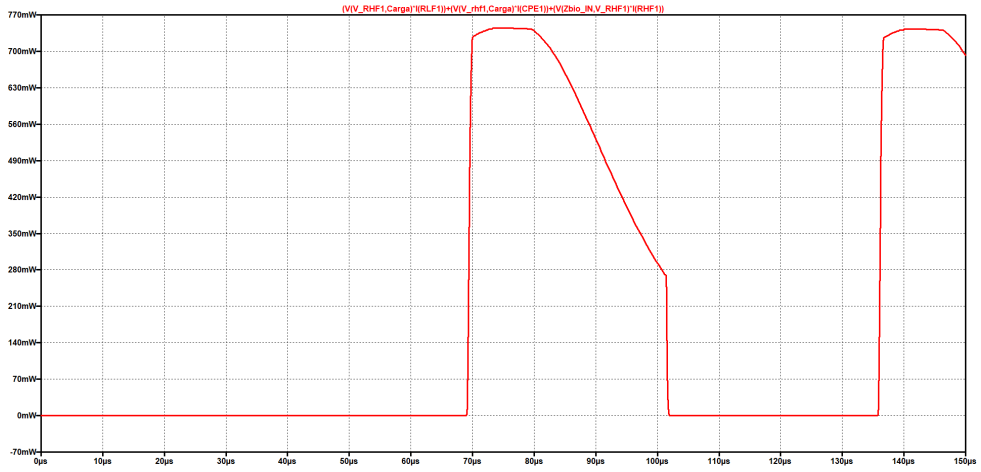


Figura 54 – Potência dissipada no componentes que representam o eletrodo 1 com o IGBT IKW40N120T2.

5 Conclusão

Para o desenvolvimento de um sistema com vários fatores críticos como o gerador de pulsos de alta tensão para aplicações como a IRE, é necessário a utilização de ferramentas prévias de análise de riscos e testes de conceitos a serem aplicados em testes posteriores. Desta forma, a simulação se torna uma ferramenta necessária para validação e previsão de possíveis inconsistências quanto ao sistema idealizado, ademais e uma aplicação prática.

O atual documento apresenta um processo de desenvolvimento de simulações para validação do circuito de chaveamento do gerador de pulsos de um sistema de IRE em tecidos renais. Dessa forma, com a análise individual de cada dispositivo é possível elencar fatores críticos, como por exemplo, para os *drivers* de porta com entradas lógicas de controle separadas para os lados alto e baixo do sistema, existe o risco de acionamento simultâneo das portas do semicondutor, gerando um curto circuito. Essa momento de curto pode danificar o sistema e ainda no pior dos casos enviar um pico de corrente para a carga, que no caso da aplicação é o paciente.

Também notou-se que o componente *driver* é exposto a alta tensão do pulso de aplicação, como o sistema de chaveamento deve ser ligado à um circuito controlador, como por exemplo um microcontrolador, é uma boa prática realizar o desenvolvimento de uma circuitaria de isolação, como por exemplo o uso de opto-acopladores separando o sistema de controle do sistema gerador de pulsos fisicamente.

As grandes vantagens do emprego da simulação nos primeiros estágios do desenvolvimento do Projeto Marie, são a realização de aferições de parâmetros no próprio circuito e a analise dos parâmetros que serão entregues à carga com utilização um simulador de circuitos. Vale ressaltar que os testes realizados em tecido vivo dependem da aprovação burocrática de um comitê de ética. Assim, utilizando-se de conceitos de modelagem é possível a criação e um sistema análogo que mantenha as relações entre os objetos do sistema de forma a prever, controlar ou entender o sistema modelado. Buscou-se realizar uma predição da descarga do pulso elétrico no tecido renal, utilizando o modelo Cole-Cole do tecido e o modelo elétrico análogo do eletrodo bipolar tipo agulha MS306, notou-se que a tensão aplicada sofreu um decaimento de 600 V nominal para 300 V na seção da bioimpedância.

Porém, como é identificado no atual documento as simulações são dependentes dos modelos disponibilizados pelas empresas fabricantes, uma vez que muitas variáveis

utilizadas durante a simulação não são especificadas no *datasheet*. Assim estes modelos devem estar adequados e acordo com os parâmetros que busca-se analisar. Ressalta-se o caso do modelo do diodo utilizado que não possui na sua implementação os aspectos de não linearidade como a recuperação reversa. Conclui-se a necessidade da realização da identificação dos modelos para os componentes que compões o sistema, buscando-se ressaltar os objetos e parâmetros que são importantes para aplicação. Dessa forma, é possível deixar o modelo com as informações pertinentes e evitar que o simulador realize cálculos desnecessários, reduzindo assim o tempo de simulação.

Sobre a topologia analisada, com a utilização do circuito de *bootstrap* tem-se a limitação da frequência máxima de operação do sistema, visto que existe um período mínimo para a carga do capacitor de *bootstrap*. Existem outras metodologias para a geração da fonte flutuante, como fontes isoladas, por exemplo conversores DC-DC isolados de alta frequência.

Além do mais, após as simulações notou-se que a aplicação com o *driver* IR2113S e o IGBT IKW15T120 é a melhor já que o valor resultante e a tensão constante na carga é necessário para a aplicação, a não sustentação da alta tensão no período ativo do pulso para o IGBT IKW40N120T2 geraria uma perda de potência.

Por fim, por mais que nenhuma norma brasileira se aplique em sua totalidade para dispositivos de Eletroporação Irreversível tem-se a necessidade de avaliar e quantificar as grandezas físicas (tensão, corrente, potência e intensidade eletromagnéticas) constituídas no gerador de pulsos e que podem causar severos danos quando em contato com o paciente e o corpo clínico.

5.1 Trabalhos Futuros

Como apresentado na Figura 2 o atual Trabalho de Conclusão de Curso apresenta os primeiros passos de desenvolvimento do Projeto Marie. Nesse contexto, são apresentadas propostas de encaminhamento:

- Desenvolvimento em bancada do circuito gerador de pulso visando identificação do sistema;
- Construção de sistema já levando em consideração parâmetros de segurança e normas técnicas, com o isolamento elétrico, limitador de corrente de saída, proteção de desfibrilação. Com a finalidade de reduzir gastos e retrabalho com adequações posteriores;

- Desenvolvimento dos sistemas de controle e segurança: circuitos de desarme, sincronização com sinais cardíacos e detecção de limiar de ablação;
- Análise da possibilidade de NIRE com a baixa tensão;
- Modelagem matemática da carga, levando em consideração o que será acoplado ao gerador de pulsos, levantando as impedâncias características do sistema.

Referências

ABEDINPOUR, S.; SHENAI, K. Insulated gate bipolar transistor. In: *Power Electronics Handbook*. [S.l.]: Elsevier, 2011. p. 73–90. Citado na página 47.

ABRAHAMSOHN, P. *Histologia*. [S.l.]: Grupo GEN, 2016. Citado na página 44.

AGUIRRE, L. A. *Introdução à Identificação de Sistemas–Técnicas Lineares e Não-Lineares Aplicadas a Sistemas Reais*. [S.l.]: Editora UFMG, 2004. Citado na página 41.

ALFERINK, F. *Signal Parameters*. 2013. Disponível em: <http://meettechniek.info/compendium/signal-parameters.html>. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 35.

ALONSO, G. *LTspice: Speed Up Your Simulations*. 2022. <https://www.analog.com/en/technical-articles/ltspice-speed-up-your-simulations.html>. Citado na página 73.

AMERICAN CANCER SOCIETY. *Less Invasive Cancer Surgery Techniques*. 2019. <https://www.cancer.org/treatment/treatments-and-side-effects/treatment-types/surgery/special-surgical-techniques.html>. Citado na página 19.

AMERICAN CANCER SOCIETY. *Radiation Therapy for Liver Cancer*. 2019. Disponível em: <https://www.cancer.org/cancer/liver-cancer/treating/radiation-therapy.html#:~:text=Radioembolization,travel%20only%20a%20short%20distance>. [Online; accessed 10-Abril-2022]. Citado na página 19.

AMERICAN CANCER SOCIETY. *Chemotherapy Side Effects*. 2020. [Online; accessed 10-Abril-2022]. Disponível em: <https://www.cancer.org/treatment/treatments-and-side-effects/treatment-types/chemotherapy/chemotherapy-side-effects.html>. Citado na página 19.

ANGIODYNAMICS. *Nanoknife System User Manual*. [S.l.], 2019. Citado 5 vezes nas páginas 8, 19, 29, 30 e 36.

ANVISA. *Consultas*. 2020. [Online; accessed 14-fevereiro-2022]. Disponível em: <https://consultas.anvisa.gov.br/#/saude/25351630407202069/>. Citado na página 27.

ARENA, C. B. et al. Theoretical considerations of tissue electroporation with high-frequency bipolar pulses. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 58, n. 5, p. 1474–1482, 2010. Citado na página 26.

BANAEI, M. R.; KHIZ, A. K. New modular high-voltage pulse generator based on sepic converter for electroporation applications. *IET Power Electronics*, IET, v. 13, n. 14, p. 3072–3080, 2020. Citado na página 34.

BERTACCHINI, C. et al. Design of an irreversible electroporation system for clinical use. *Technology in cancer research & treatment*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 6, n. 4, p. 313–320, 2007. Citado 3 vezes nas páginas 7, 28 e 29.

BERTACCHINI, C. et al. Irreversible electroporation systems for clinical use. In: *Irreversible electroporation*. [S.l.]: Springer, 2010. p. 255–272. Citado na página 37.

BORUTZKY, W. *Bond graph modelling of engineering systems*. [S.l.]: Springer, 2011. v. 103. Citado na página 41.

BRASIL. *ABNT NBR IEC 60601-1-6:2011 - Equipamento eletromédico Parte 1-6: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial*. Brasília, DF, 2011. Citado na página 31.

BRASIL. Lei n° 12.731, de 21 de novembro de 2012. *Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil*, Brasília, DF, 2012. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2011-2014/2012/lei/L12731.htm>. Citado na página 20.

BRASIL. Portaria n° 874, de 16 de maio de 2013. *Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil*, Brasília, DF, 2013. Disponível em: <https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt0874_16_05_2013.html>. Citado na página 20.

BRASIL. *ABNT NBR IEC 60601-1:2010 amd. 2016 - Equipamento eletromédico - Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial*. Brasília, DF, 2016. Citado na página 31.

BRASIL. *ABNT NBR IEC 60601-1-2:2017 - Equipamento eletromédico - Parte 1-2: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial Perturbações eletromagnéticas*. Brasília, DF, 2017. Citado na página 31.

BUSARELLO, T. D. C.; SIMÕES, M. G.; POMILIO, J. A. Semiconductor diodes and transistors. In: *Power Electronics Handbook*. [S.l.]: Elsevier, 2018. p. 15–48. Citado na página 64.

CNN BRASIL. *Crise dos semicondutores afeta 70% das indústrias eletroeletrônicas do país*. 2021. <https://www.cnnbrasil.com.br/business/crise-dos-semicondutores-afeta-70-das-industrias-eletroeletronicas-do-pais/>. Citado na página 21.

ČOROVIĆ, S.; PAVLIN, M.; MIKLAVČIČ, D. Analytical and numerical quantification and comparison of the local electric field in the tissue for different electrode configurations. *Biomedical engineering online*, Springer, v. 6, n. 1, p. 1–14, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 33.

DAVALOS, R. V.; GARCIA, P. A.; EDD, J. F. Thermal aspects of irreversible electroporation. In: *Irreversible Electroporation*. [S.l.]: Springer, 2010. p. 123–154. Citado na página 33.

DAVALOS, R. V.; RUBINSKY, B.; MIR, L. M. Theoretical analysis of the thermal effects during in vivo tissue electroporation. *Bioelectrochemistry*, Elsevier, v. 61, n. 1-2, p. 99–107, 2003. Citado na página 25.

DILLARD, W. C. Power electronics in capacitor charging applications. In: *Power Electronics Handbook*. [S.l.]: Elsevier, 2011. p. 567–572. Citado na página 36.

DIODES INCORPORATED. *DGD2190M Spice*. 2022. Disponível em: <https://www.diodes.com/spice/download/4558/DGD2190M.spice.txt>. Citado na página 97.

DORF, R. C.; SVOBODA, J. A. *Introdução aos circuitos elétricos* . [S.l.]: Grupo Gen-LTC, 2016. Citado na página 37.

ECRI. *Top 10 Hospital C-Suite Watch List*. 2014. <https://www.ecri.org/Resources/Whitepapers_and_reports/2014_C-Suite_Watch_List_Updated_01_14_2014.pdf>. Citado na página 20.

EUNETHTA. *Irreversible electroporation for the treatment of liver and pancreatic cancer*. [S.l.], 2019. Citado 3 vezes nas páginas 8, 28 e 29.

EXAME. *Escassez de semicondutores vai até metade de 2022 diz sócio da Bain*. 2021. <https://exame.com/negocios/escassez-de-semicondutores-vai-ate-metade-de-2022-diz-socio-da-bain/>. Citado na página 21.

GEBOERS, B. et al. High-voltage electrical pulses in oncology: irreversible electroporation, electrochemotherapy, gene electrotransfer, electrofusion, and electroimmunotherapy. *Radiology*, Radiological Society of North America, v. 295, n. 2, p. 254–272, 2020. Citado na página 34.

GOLBERG, A.; YARMUSH, M. L. Nonthermal irreversible electroporation: fundamentals, applications, and challenges. *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, IEEE, v. 60, n. 3, p. 707–714, 2013. Citado na página 20.

GONG, L. et al. Design and fabrication of an uniform electric field producing microfluidic electroporation chip based on mems technology. In: IEEE. *2016 IEEE International Power Modulator and High Voltage Conference (IPMHVC)*. [S.l.], 2016. p. 443–446. Citado na página 27.

IGEA. *CLINIPORATOR - TECHNICAL SHEET*. [S.l.], 2021. Citado na página 36.

INCA. *Estimativa 2020 : incidência de câncer no Brasil*. [S.l.]: Ministério da Saúde, 2019. Citado na página 18.

INCA. *ABC do Câncer - Abordagens Básicas para o Controle do Câncer*. [S.l.]: Ministério da Saúde, 2020. Citado 4 vezes nas páginas 7, 17, 18 e 19.

INCA. *Como surge o câncer?* 2020. [Online; accessed 23-fevereiro-2022]. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/como-surge-o-cancer>. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 18.

INCA. *Estatísticas de câncer*. 2021. [Online; accessed 03-abril-2022]. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/numeros-de-cancer>. Citado na página 18.

INFINEON. *2ED2110S06M PSpice model*. 2021. Disponível em: <https://www.infineon.com/cms/en/product/power/gate-driver-ics/2ed2110s06m/#!?fileId=5546d4627956d53f01795ffcc3d56cb8>. Citado na página 97.

INFINEON. *IR2113S PSpice model*. 2021. Disponível em: <https://www.infineon.com/cms/en/product/power/gate-driver-ics/ir2113s/#!?fileId=5546d4627956d53f0179606a872a708c>. Citado na página 97.

INFINEON. *IR21844S PSpice model*. 2021. Disponível em: <https://www.infineon.com/cms/en/product/power/gate-driver-ics/ir21844s/#!?fileId=5546d4627956d53f0179607cd9327102>. Citado na página 97.

INFINEON. *IGBT 1200V TRENCHSTOP SPICE model (L1)*. 2022. Disponível em: <https://www.infineon.com/cms/en/product/power/igbt/igbt-discretes/ikw15t120/#!?fileId=8ac78c8c7e7124d1017ea04600857453>. Citado na página 97.

INFINEON. *IGBT 1200V TRENCHSTOP2 SPICE model (L1)*. 2022. Disponível em: <https://www.infineon.com/cms/en/product/power/igbt/igbt-discretes/ikw40n120t2/#!?fileId=8ac78c8c7e7124d1017ea04e897f745d>. Citado na página 97.

IVORRA, A. Tissue electroporation as a bioelectric phenomenon: Basic concepts. In: *Irreversible electroporation*. [S.l.]: Springer, 2010. p. 23–61. Citado na página 37.

JOCHUM, T.; DENISON, T.; WOLF, P. Integrated circuit amplifiers for multi-electrode intracortical recording. *Journal of neural engineering*, IOP Publishing, v. 6, n. 1, p. 012001, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 46.

JR, G. R.; JR, A. C. The human liver after radiation injury. a form of veno-occlusive disease. *The American journal of pathology*, American Society for Investigative Pathology, v. 48, n. 4, p. 597, 1966. Citado na página 19.

KANDUŠER, M.; MIKLAVČIČ, D. Electroporation in biological cell and tissue: an overview. *Electrotechnologies for extraction from food plants and biomaterials*, Springer, p. 1–37, 2009. Citado na página 31.

KARACOLAK, T.; MORELAND, E. C.; TOPSAKAL, E. Cole–cole model for glucose-dependent dielectric properties of blood plasma for continuous glucose monitoring. *Microwave and Optical Technology Letters*, Wiley Online Library, v. 55, n. 5, p. 1160–1164, 2013. Citado na página 42.

KHAN, I. Gate drive circuitry for power converters. In: *Power Electronics Handbook*. [S.l.]: Elsevier, 2011. p. 549–564. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 47.

KINOSITA, K.; TSONG, T. Y. Formation and resealing of pores of controlled sizes in human erythrocyte membrane. *Nature*, Nature Publishing Group, v. 268, n. 5619, p. 438–441, 1977. Citado na página 25.

KÖLBL, F. et al. In vivo electrical characterization of deep brain electrode and impact on bio-amplifier design. In: IEEE. *2010 Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*. [S.l.], 2010. p. 210–213. Citado 3 vezes nas páginas 12, 45 e 51.

LAUFER, S. et al. Electrical impedance characterization of normal and cancerous human hepatic tissue. *Physiological measurement*, IOP Publishing, v. 31, n. 7, p. 995, 2010. Citado na página 43.

LIU, F.; ZHANG, W.; ZHANG, B. A study of abaltion zone of irreversible electroporation in a heterogeneous potato model. In: IEEE. *2021 International Conference on Electronics, Circuits and Information Engineering (ECIE)*. [S.l.], 2021. p. 55–59. Citado na página 27.

LOMANGINO, K.; MOSCHER, D.; CAMPOSOUTCALT, D. *Lack of supporting data is more than a small problem for the NanoKnife*. 2015. <https://www.healthnewsreview.org/news-release-review/lack-supporting-data-no-small-problem-nanoknife/>. Citado na página 20.

LUNELLI, L.; CUSSENOT, O.; ROSETTE, J. J. de la. Irreversible electroporation (ire) for prostate cancer. In: *Interventional Urology*. [S.l.]: Springer, 2021. p. 241–247. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 32.

MA, C. L.; LAURITZEN, P. O. A simple power diode model with forward and reverse recovery. *IEEE Transactions on Power Electronics*, IEEE, v. 8, n. 4, p. 342–346, 1993. Citado na página 60.

MALTA, D. C. et al. Probabilidade de morte prematura por doenças crônicas não transmissíveis, brasil e regiões, projeções para 2025. *Revista Brasileira de Epidemiologia*, SciELO Brasil, v. 22, 2019. Citado na página 18.

MARKELC, B.; ČEMAŽAR, M.; SERŠA, G. *Basic concepts of high-voltage pulse generation*. [S.l.]: Springer, 2017. 607–620 p. Citado na página 20.

MEIJERINK, M. R.; SCHEFFER, H. J.; NARAYANAN, G. *Irreversible electroporation in clinical practice*. [S.l.]: Springer, 2018. Citado na página 19.

MIR, L. M. et al. Electrochemotherapy, a new antitumor treatment: first clinical trial. *Comptes Rendus de l'Academie des Sciences. Serie III, Sciences de la vie*, v. 313, n. 13, p. 613–618, 1991. Citado na página 26.

MORETTO, A.; RUGGINETI, A.; GRASSO, M. *Using Monolithic High Voltage Gate Drivers*. 1. ed. [S.l.], 2022. Citado na página 39.

NEOCURE. *Ablação percutânea: alternativa no tratamento do câncer*. 2021. Disponível em: <https://www.neocure.com/blog/ablacao-percutanea#:~:text=Atualmente%20%C3%A9%20primeira%20escolha%20no,irressecabilidade%20ou%20alto%20risco%20cir%C3%BArgico.> Citado na página 19.

NEUMANN, E.; ROSENHECK, K. Permeability changes induced by electric impulses in vesicular membranes. *The Journal of membrane biology*, Springer, v. 10, n. 1, p. 279–290, 1972. Citado na página 36.

NEUMANN, E. et al. Gene transfer into mouse lyoma cells by electroporation in high electric fields. *The EMBO journal*, v. 1, n. 7, p. 841–845, 1982. Citado na página 25.

NIU, H.; LORENZ, R. D. The effect of gate drive topology on online silicon carbide mosfet junction temperature sensing. In: IEEE. *2015 IEEE Energy Conversion Congress and Exposition (ECCE)*. [S.l.], 2015. p. 7015–7022. Citado na página 52.

OGRODZKI, J. *Circuit simulation methods and algorithms*. [S.l.]: crc Press, 2018. Citado na página 21.

OMS. *Câncer?* 2022. [Online; accessed 23-fevereiro-2022]. Disponível em: <https://www.who.int/health-topics/#tab=tab_1>. Citado na página 18.

ON SEMICONDUCTOR. *Design and Application Guide of Bootstrap Circuit for High-Voltage Gate-Drive IC*. 3. ed. [S.l.], 2021. Citado na página 39.

OPPERMANN, C. P. *Entendendo o câncer*. [S.l.]: Artmed Editora, 2014. Citado na página 18.

OTTESEN, J. T.; OLUFSEN, M. S.; LARSEN, J. K. *Applied mathematical models in human physiology*. [S.l.]: SIAM, 2004. Citado na página 41.

OVALLE, W. K.; NAHIRNEY, P. C. *Netter bases da histologia*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2008. Citado na página 44.

PAI, S. T.; ZHANG, Q. *Introduction to High Power Pulse Technology*. WORLD SCIENTIFIC, 1995. Disponível em: <https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/2311>. Citado 3 vezes nas páginas 8, 34 e 36.

PORTAL HOSPITAIS BRASIL. *Paciente com câncer de pâncreas é operada com tecnologia inovadora*. 2021. <https://portalhospitaisbrasil.com.br/paciente-com-cancer-de-pancreas-e-primeira-no-pais-a-ser-operada-com-tecnologia-inovadora/>. Citado na página 21.

REBERŠEK, M. Beyond electroporation pulse parameters: From application to evaluation. In: *Handbook of Electroporation*. [S.l.]: Springer International Publishing, 2017. p. 977–997. Citado na página 33.

REBERŠEK, M.; MIKLAVC˘IC˘, D. Concepts of electroporation pulse generation and overview of electric pulse generators for cell and tissue electroporation. In: *Advanced electroporation techniques in biology and medicine*. [S.l.]: CRC Press, 2010. p. 343–360. Citado 3 vezes nas páginas 32, 36 e 37.

REDONDO, L.; SILVA, J. F. Solid state pulsed power electronics. *Power Electronics Handbook*, Elsevier, p. 669–707, 2011. Citado na página 38.

REDONDO, L. M. *Effects of Reversible and Irreversible Electroporation on Endothelial Cells and Tissue Blood Flow*. [S.l.]: Springer, 2017. 859–879 p. Citado na página 34.

ROY, A. et al. Measurement of bioimpedance and application of cole model to study the effect of moisturizing cream on human skin. *AIMS Biophysics*, AIMS Press, v. 7, n. 4, p. 362–379, 2020. Citado na página 43.

RUOSLAHTI, E. How cancer spreads. *Scientific American*, JSTOR, v. 275, n. 3, p. 72–77, 1996. Citado na página 17.

SALAHUDDIN, S. et al. An anatomically accurate dielectric profile of the porcine kidney. *Biomedical Physics & Engineering Express*, IOP Publishing, v. 4, n. 2, p. 025042, 2018. Citado 3 vezes nas páginas 12, 44 e 50.

SHEEHAN, M. C.; SRIMATHVEERAVALLI, G. Pulsed electric fields. In: *Principles and Technologies for Electromagnetic Energy Based Therapies*. [S.l.]: Elsevier, 2022. p. 71–106. Citado 7 vezes nas páginas 7, 8, 24, 26, 32, 34 e 36.

STMICROELECTRONICS. *STGWA25M120DF3 PSpice model*. 2014. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/spice_model/stgwa25m120df3_spice.zip>. Citado na página 97.

STMICROELECTRONICS. *STGW8M120DF3 PSpice model*. 2016. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/spice_model/stgw8m120df3_spice.zip>. Citado na página 97.

SUN, S. et al. Combining nanoknife with m1 oncolytic virus enhances anticancer activity in pancreatic cancer. *Cancer Letters*, Elsevier, v. 502, p. 9–24, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 24.

SUNG, H. et al. Global cancer statistics 2020: Globocan estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: a cancer journal for clinicians*, Wiley Online Library, v. 71, n. 3, p. 209–249, 2021. Citado na página 18.

THE COMPUTER ENGINEERING RESEARCH GROUP. *The SPICE Circuit Simulator*. 2022. [Online; accessed 24-abril-2022]. Disponível em: <https://www.eecg.utoronto.ca/~johns/spice/intro.html>. Citado na página 51.

TIMMER, F. E. et al. Irreversible electroporation for locally advanced pancreatic cancer. *Techniques in Vascular and Interventional Radiology*, v. 23, n. 2, p. 100675, 2020. ISSN 1089-2516. Current Status of Image-Guided Ablation. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S108925162030024X>. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 27.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Corpo Humano-: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia*. [S.l.]: Artmed Editora, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 44.

TRAINITO, C.; FRANÇAIS, O.; PIOUFLE, B. L. Analysis of pulsed electric field effects on cellular tissue with cole–cole model: Monitoring permeabilization under inhomogeneous electrical field with bioimpedance parameter variations. *Innovative Food Science & Emerging Technologies*, Elsevier, v. 29, p. 193–200, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 9, 42 e 44.

VIEIRA, R. *Histologia do rim*. 2022. [Online; accessed 16-Abril-2022]. Disponível em: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/histologia-do-rim>. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 45.

WEINBERG, R. A. How cancer arises. *Scientific American*, JSTOR, v. 275, n. 3, p. 62–70, 1996. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 17.

WITELSKI, T.; BOWEN, M. *Methods of mathematical modelling*. [S.l.]: Springer, 2015. Citado na página 41.

APÊNDICE A – Normas Técnicas

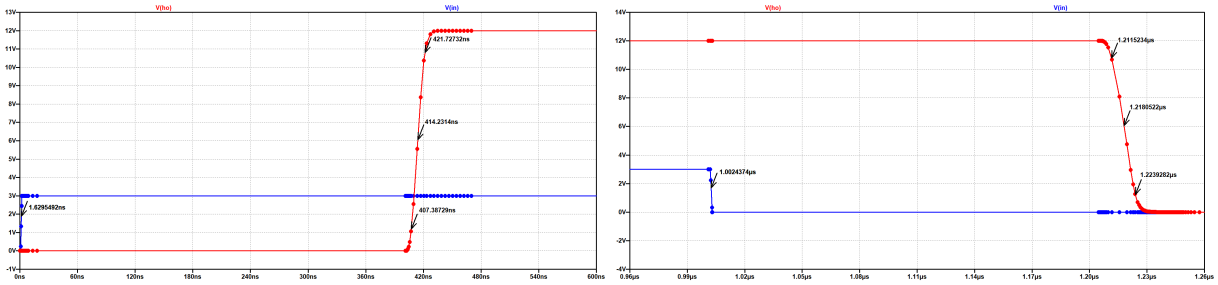
Norma	Categoria	Classificações	Descrição
IEC 60601-1:2010 amd. 2016	Proteção contra choques elétricos:	Classe I	Equipamento no qual a proteção contra choque elétrico não se fundamenta apenas em isolação básica, mas incorpora ainda uma precaução de segurança adicional, consistindo em um recurso de conexão do equipamento ao condutor de aterramento, para proteção pertencente à fiação fixa da instalação, de modo a impossibilitar que partes metálicas acessíveis possam ficar sob tensão na ocorrência de uma falha da isolação básica.
		Partes aplicadas do Tipo BF	Fornecem um grau de proteção ao paciente maior que o fornecido pelo tipo B. Não são apropriadas para aplicação cardíaca direta.

	Quanto ao grau de proteção contra penetração nociva de água	Equipamento Comum (IPX0)	Equipamento fechado, porém sem proteção contra a penetração direta de água ou outros líquidos.
	Quanto ao modo de operação	Equipamento de operação contínua	Este Equipamento pode permanecer continuamente ligado à rede elétrica, porém é recomendado intervalos.
IEC 60601-1-2:2017	Equipamentos EM cujas principais funções são realizadas por motores e dispositivos de comutação ou reguladores	CISPR 14-1	São permitidas emissões de radio frequência na faixa de 9 kHz to 400 GHz
	Cabos Acoplados ao Paciente	CISPR 11 Classe A (CEM)	Adequado para utilização em áreas industriais e hospitais
93/42/CEE	Rule 6 Annex II	Classe IIb	Apresentam um elevado risco potencial, assim é necessário que um organismo notificado efetue o controle da concepção e fabricação destes dispositivos;

FDA - 510(k), 15 de Agosto de 2016	Sec. 878.4400 Electrosurgical cutting and coagulation device and accessories	Classe II	Um dispositivo eletrocirúrgico de corte e coagulação e é um dispositivo destinado a remover tecidos e controlar a hemorragia através da utilização de corrente eléctrica de alta frequência.

Tabela 12 – Classificação de equipamentos de Eletroporação conforme as normas técnicas

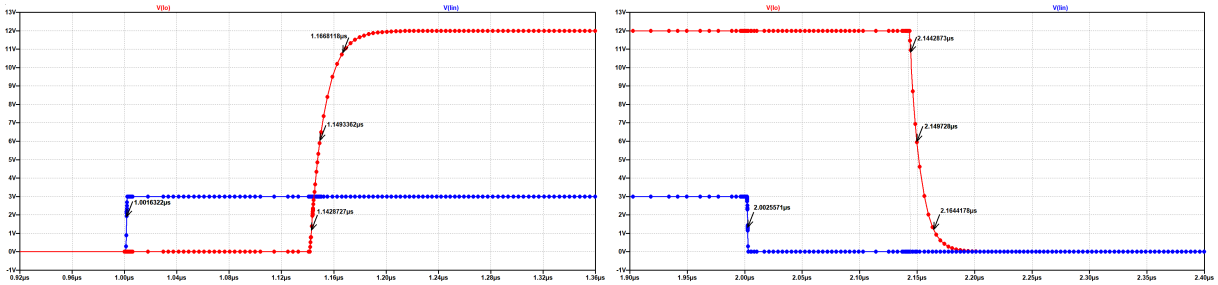
APÊNDICE B – Aferição de Períodos de Pulso dos *Drivers*



(a) Borda de subida do pulso com destaque nos tempos: T_{on} e T_{rise}

(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempos: T_{off} e T_{fall}

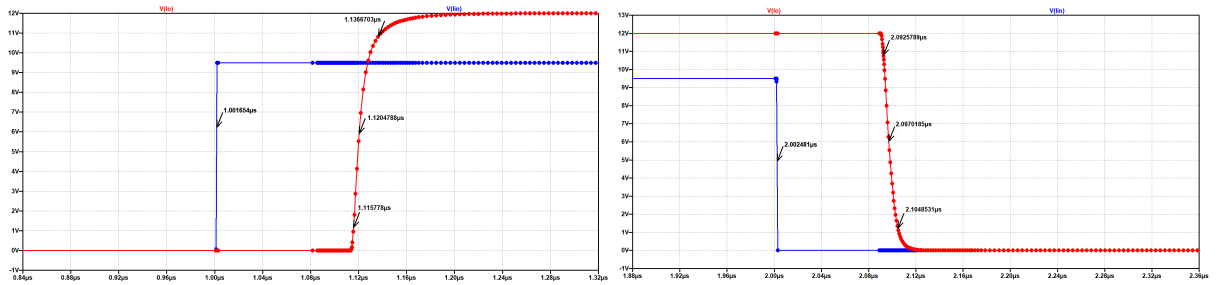
Figura 55 – Simulação no *software* LTspice do Driver 2ED2184S06FXUMA1



(a) Borda de subida do pulso com destaque nos tempos: T_{on} e T_{rise}

(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempos: T_{off} e T_{fall}

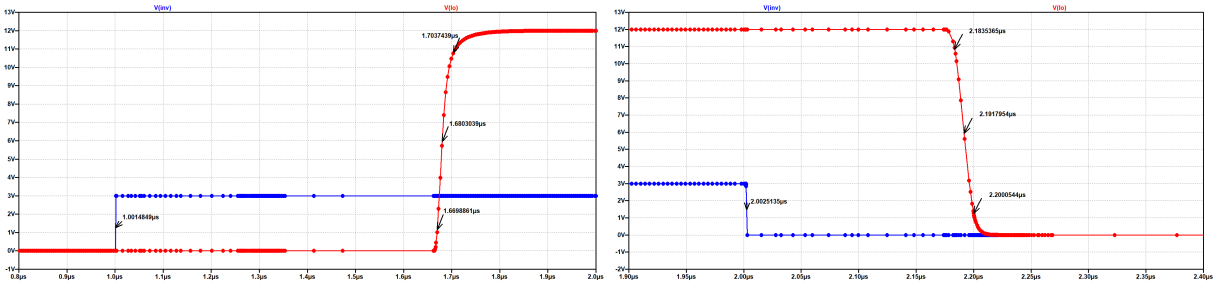
Figura 56 – Simulação no *software* LTspice do Driver DGD2190MS8-13



(a) Borda de subida do pulso com destaque nos tempos: T_{on} e T_{rise}

(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempos: T_{off} e T_{fall}

Figura 57 – Simulação no *software* LTspice do Driver IR2113SPBF

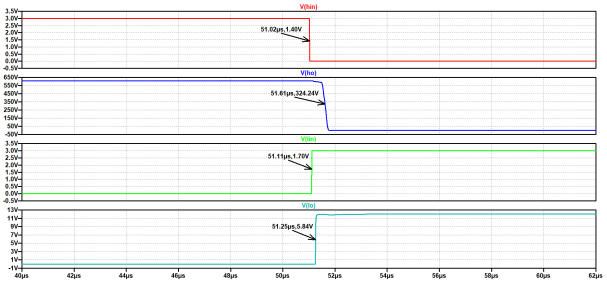


(a) Borda de subida do pulso com destaque nos tempos: T_{on} e T_{rise}

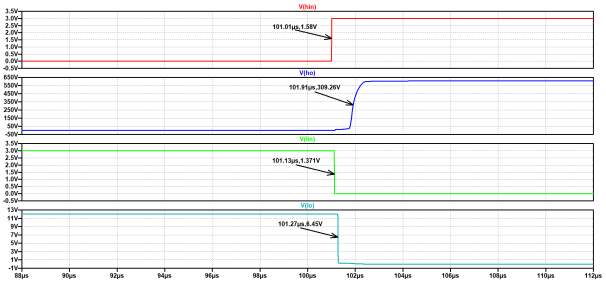
(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempos: T_{off} e T_{fall}

Figura 58 – Simulação no *software* LTspice do Driver IR21844SPBF

APÊNDICE C – Aferição de Períodos de Pulso dos Sistemas de Chaveamento

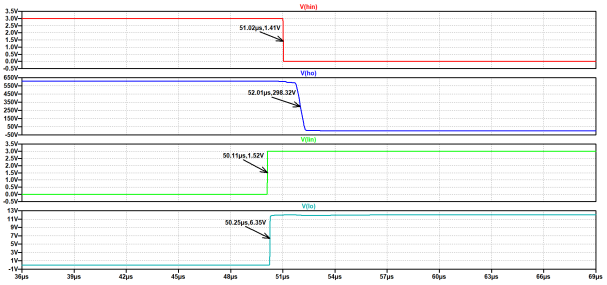


(a) Borda de subida do pulso com destaque nos tempo T_{on}

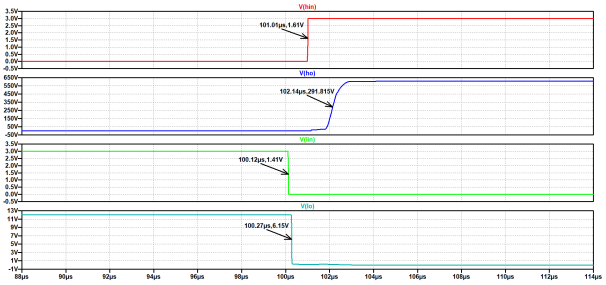


(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempo T_{off}

Figura 59 – Simulação no *software* LTspice do *driver* DGD2190M com o IGBT IKW15T120

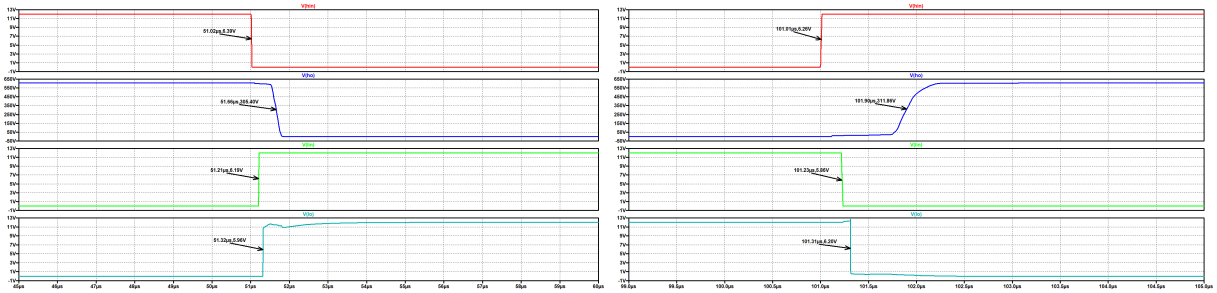


(a) Borda de subida do pulso com destaque nos tempo T_{on}



(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempo T_{off}

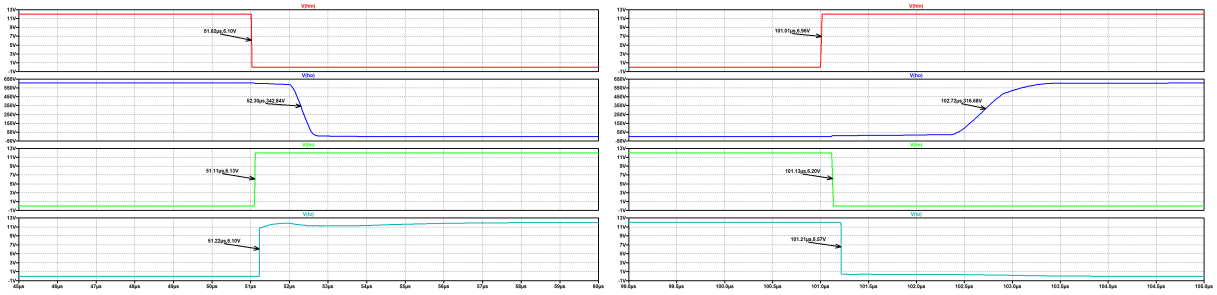
Figura 60 – Simulação no *software* LTspice do *driver* DGD2190M com o IGBT IKW40N120T2



(a) Borda de subida do pulso com destaque nos tempo T_{on}

(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempo T_{off}

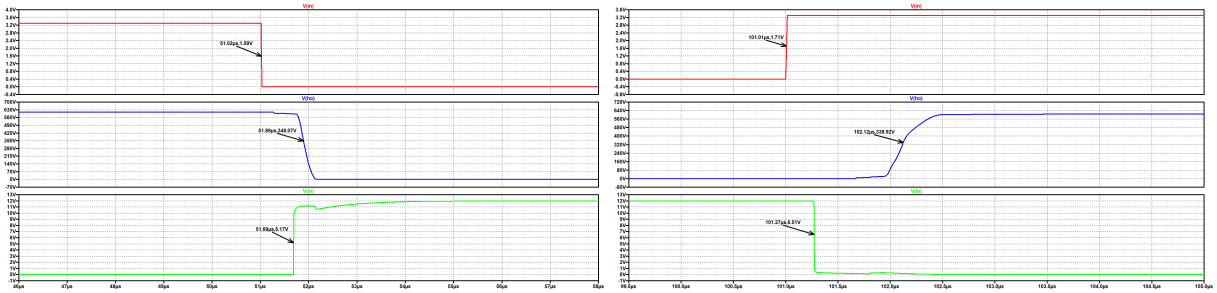
Figura 61 – Simulação no *software* LTspice do *driver* IRS2113S com o IGBT IKW15T120



(a) Borda de subida do pulso com destaque nos tempo T_{on}

(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempo T_{off}

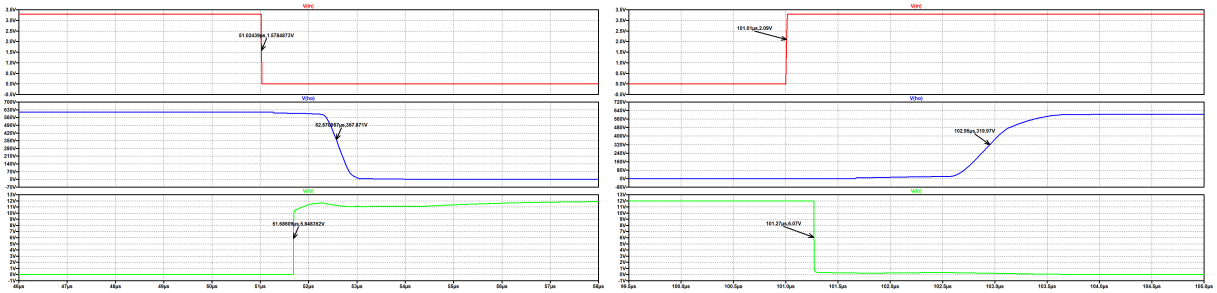
Figura 62 – Simulação no *software* LTspice do *driver* IRS2113S com o IGBT IKW40N120T2



(a) Borda de subida do pulso com destaque no tempo T_{on}

(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempo T_{off}

Figura 63 – Simulação no *software* LTspice do *driver* IRS21844S com o IGBT IKW15T120



(a) Borda de subida do pulso com destaque nos tempo T_{on}

(b) Borda de descida do pulso com destaque nos tempo T_{off}

Figura 64 – Simulação no *software* LTspice do *driver* IRS21844S com o IGBT IKW40N120T2

ANEXO A – Modelos SPICE Utilizados

A.1 Modelos SPICE dos Drivers de Porta

Componente	**Modelo**
2ED2184S06FXUMA1	Infineon (2021a)
DGD2190MS8-13	DIODES Incorporated (2022)
IR2113SPBF	Infineon (2021b)
IR21844SPBF	Infineon (2021c)

Tabela 13 – Modelos SPICE dos drivers de porta

A.2 Modelos SPICE dos IGBTS

Componente	***Link***
IKW15T120	Infineon (2022a)
STGW8M120DF	STMicroelectronics (2016)
STGWA25M120DF3	STMicroelectronics (2014)
IKW40N120T2	Infineon (2022b)

Tabela 14 – Modelos SPICE dos IGBTs

A.3 Modelo Diodo UF4007

```
*****************************************
* (c)1999 Thomatronik GmbH              *
*    info@thomatronik.de                *
*                                       *
* Author: Arpad Buermen                 *
*    Arpad.Burmen@ieee.org              *
*****************************************

.MODEL UF4007 D (
+    N=3.97671
+   IS=3.28772E-006
+   RS=0.149734
+   EG=1.11
+  XTI=3
+  CJO=2.92655E-011
+   VJ=0.851862
+    M=0.334552
+   FC=0.5
+   TT=1.84973E-007
+   BV=1000
+  IBV=0.2
+   KF=0
+   AF=1  )
```