



**Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento  
Médico Assistencial: Ablador Hepático por  
Radiofrequência - Sofia**

Gilvandson Costa Cavalcante

Dissertação de Mestrado

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA  
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA FACULDADE DE  
TECNOLOGIA DEPARTAMENTO DE  
ENGENHARIA MECÂNICA

**Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento  
Médico Assistencial: Ablador Hepático por  
Radiofrequência - Sofia**

Gilvanson Costa Cavalcante

Orientadora: Profa. Dr.<sup>a</sup> Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Prof. Dr. Ricardo Pezzuol Jacobi

Dissertação de Mestrado

Publicação: PPMEC – 134/2018

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA FACULDADE DE  
TECNOLOGIA DEPARTAMENTO DE  
ENGENHARIA MECÂNICA

**Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento  
Médico Assistencial: Ablador Hepático por  
Radiofrequência – Sofia**

Gilvanson Costa Cavalcante

Dissertação de Mestrado Acadêmico submetida ao Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Tecnologia da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Sistemas Mecatrônicos.

APROVADA POR:

---

Dr. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa  
Orientadora

---

Dr. Ricardo Pezzuol Jacobi  
Coorientador

---

Dr. Carlos Humberto Llanos Quintero  
Examinador interno

---

Dr. Flávio Ferreira Lima  
Examinador externo

Brasília-DF, 26 de Fevereiro de 2018.

## FICHA CATALOGRÁFICA

COSTA CAVALCANTE, GILVANDSON

Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento Médico Assistencial: Ablador Hepático por Radiofrequência - Sofia. [Distrito Federal] 2018. 144p., 201x297 mm (ENM/FT/UnB, Mestre, Sistemas Mecatrônicos, 2018). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília.

Faculdade de Tecnologia - Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Ablador Hepático

2. Carcinoma Hepatocelular

3. EMA

4. Radiofrequência

I. ENM/FT/UnB

II. Título (série)

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

COSTA CAVALCANTE, GILVANDSON. (2018). Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento Médico Assistencial: Ablador Hepático por Radiofrequência - Sofia. Dissertação de Mestrado em Sistemas Mecatrônicos, Publicação 134/2018, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 144p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Gilvandson Costa Cavalcante

TÍTULO: Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento Médico Assistencial: Ablador Hepático por Radiofrequência - Sofia.

GRAU: Mestre

ANO: 2018

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de Mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor se reserva a outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de Mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

Gilvandson Costa Cavalcante

QNO 11 CONJUNTO H CASA 23.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela saúde e bênçãos derramadas, possibilitando seguir em frente no projeto de vida que está a se concretizar com o passar do tempo. Meus Pais, José Ribamar de Jesus Cavalcante e Maria de Lourdes Costa Oliveira, falecida, que me transmitiu bastante amor, carinho e compreensão nos momentos que precisei corrigir a minha direção. Aos Meus Filhos Nalbesth Costa Ferreira Cavalcante e Gustavo Henrique Freitas Cavalcante que são os meus combustíveis para seguir lutando e proporcioná-los um futuro melhor. A minha futura esposa Raimunda Ferreira de Melo, por muito carinho e atenção nos momentos mais difíceis da minha vida. E jamais esquecerei a minha orientadora, professora Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, que está contribuindo bastante para minha formação como profissional e pessoal e ao meu grande amigo Flávio Ferreira Lima que me ajudou bastante em minha tomada de decisão para fazer uma pós-graduação. Agradeço também ao meu Coorientador, Ricardo Pezzuol Jacobi, por transmitir vários conhecimentos de circuitos digitais com paciência e tranquilidade. E finalizo os agradecimentos a todos os meus amigos de trabalho e do projeto Sofia que em várias etapas da minha vida, me ajudou bastante nesta caminhada que estou seguindo.

## RESUMO

Este trabalho consiste no desenvolvimento de um Equipamento Médico Assistencial (EMA) que realiza ablação hepática, por meio de radiofrequência, para tratamento de pacientes com câncer no fígado. No processo de desenvolvimento, vários aspectos foram considerados, tais como: compreensão do comportamento do sinal de saída do EMA por meio de modelagens fenomenológicas (MF) e Identificação de Sistemas (IS), além do comportamento físico do fígado frente a radiofrequência.

Para verificar o desempenho do equipamento desenvolvido, os testes de exatidão, monotonicidade e avaliação da qualidade do sinal de saída por meio do Fator de Crista (FC) foram realizados de acordo com a Norma da ABNT - NBR-IEC 60601-2-2 (2013).

Os resultados obtidos nos ensaios em laboratório mostraram que os parâmetros avaliados no EMA desenvolvido apresentaram valores melhores que os recomendados pela Norma da ABNT - NBR-IEC 60601-2-2 (2013). Adicionalmente, as funções de transferências obtidas, representaram com alto grau de correlação o comportamento do equipamento.

## ABSTRACT

This work consists of the development of a Medical Assistance Equipment (MAE) that performs hepatic ablation, by means of radiofrequency, for the treatment of patients with liver cancer. In the development process, several aspects were considered, such as: understanding the behavior of the EMA output signal through phenomenological modeling (MF) and System Identification (IS), in addition to the physical behavior of the liver versus radiofrequency.

In order to verify the performance of the developed equipment, the tests of accuracy, monotonicity and evaluation of the quality of the output signal through the Crest Factor (FC) were performed according to the ABNT - NBR - IEC 60601-2-2 (2013).

The results obtained in the laboratory tests showed that the parameters evaluated in the developed EMA presented better values than those recommended by the Standard of ABNT - NBR-IEC 60601-2-2 (2013). In addition, the transfer functions obtained represented a high degree of correlation with the behavior of the equipment.

## Sumário

<b>CAPÍTULO 1</b> .....	1
1. INTRODUÇÃO .....	1
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO .....	1
1.2. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA E MOTIVAÇÃO .....	2
1.2.1. Diagnóstico da doença.....	5
1.2.2. Terapia contra a doença.....	6
1.2.2.1. Tratamentos cirúrgicos .....	6
1.2.2.2. Tratamentos cirúrgicos pouco invasivos .....	7
1.3. OBJETIVOS.....	8
1.3.1. Objetivos Gerais .....	8
1.3.2. Objetivos Específicos .....	9
1.4. ESTRUTURA DO TRABALHO .....	9
1.5. PRODUÇÃO DE ARTIGOS.....	11
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	13
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	13
2.1. INTRODUÇÃO .....	13
2.2. CONTEXTOS NORMATIVOS .....	13
2.3. TEORIA DE CONTROLE .....	17
2.3.1. Análise de desempenho e estabilidade .....	18
2.4. MODELAGENS.....	20
2.4.1. Modelagem Fenomenológica .....	20
2.4.2. Estimativa por sinais de teste.....	23
2.4.3. Sistemas de ordem superior .....	25
2.4.4. Avaliação da confiabilidade da estimativa .....	28
2.5. ESTADO DA ARTE .....	29
2.6. CONCLUSÕES DO CAPÍTULO .....	35
<b>CAPÍTULO 3</b> .....	37
3. PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DO (EMA) .....	37
3.1. INTRODUÇÃO .....	37
3.2. DESCRIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS .....	37
3.3. PLACA DE GERAÇÃO DO RF E AQUISIÇÃO DE MEDIDAS .....	39

3.3.1. Oscilador Astável .....	40
3.3.2. <i>Non-Overlapping Clock (NOC)</i> .....	41
3.3.3. Drive de tensão .....	42
3.3.4. Inversor de Frequência .....	42
3.3.5. Elaboração dos filtros <i>Butterworth</i> .....	43
3.3.6. Transformador de potência.....	46
3.3.7. Aquisição de Medidas de tensão, corrente e temperatura. ....	48
3.4. PLACA DE CONTROLE DE POTÊNCIA.....	50
3.5. GERENCIAMENTO DIGITAL.....	52
3.6. CALIBRAÇÃO DAS MEDIDAS DE TENSÃO, CORRENTE E TEMPERATURA. ....	53
3.7. CONCLUSÃO DO CAPÍTULO .....	54
<b>CAPÍTULO 4</b> .....	<b>55</b>
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	55
4.1. INTRODUÇÃO .....	55
4.2. MODELAGEM.....	55
4.2.1. Modelagem Fenomenológica (MF).....	58
4.2.2. Identificação de Sistemas (IS) .....	60
4.2.3. Comparação entre MF e IS .....	60
4.3. AVALIAÇÃO DE CONFORMIDADE DO EMA .....	61
4.3.1. Exatidão do ajuste de controle de Saída .....	63
4.3.2. Monotonicidade do ajuste de controle de saída.....	63
4.3.3. Análise do sinal usando o Fator de Crista (FC).....	64
4.4. AVALIAÇÃO DO FATOR DE QUALIDADE DOS PÓLOS .....	65
4.5. AVALIAÇÃO DO PROCESSO DE ABLAÇÃO NO CHUCHU .....	65
4.6. AVALIAÇÃO DO PROCESSO DE ABLAÇÃO NO FÍGADO SUÍNO .....	66
4.7. ELETRODO UTILIZADO NO PROCESSO DE ABLAÇÃO.....	66
4.8. AVALIAÇÃO POR INSPEÇÃO DO SINAL DE SAÍDA DO EQUIPAMENTO.....	67
4.9. CONCLUSÃO DO CAPÍTULO .....	67
<b>CAPÍTULO 5</b> .....	<b>68</b>
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	68
5.1. INTRODUÇÃO .....	68
5.2. MODELOS MATEMÁTICOS .....	68
5.2.1. Modelagem Fenomenológica .....	68

5.2.1.1. Modelo da Medida de tensão.....	70
5.2.2. Identificação de sistemas (IS).....	77
5.2.2.1 Malha aberta G*H .....	77
5.2.3. Desempenhos das funções MF e IS .....	86
5.3. COMPARAÇÃO ENTRE MF E IS.....	86
5.4. CARACTERÍSTICAS DO FILTRO PI.....	89
5.5. ENSAIO DE EXATIDÃO DO AJUSTE DE CONTROLE .....	91
5.6. ENSAIO DE MONOTONICIDADE .....	93
5.7. MEDIDA DO FATOR DE CRISTA .....	95
5.8. ENSAIOS UTILIZANDO CHUCHU .....	96
5.9. ENSAIOS UTILIZANDO FÍGADO .....	99
5.10. FORMATO DO SINAL DE SAÍDA DO EQUIPAMENTO .....	102
5.11. CUSTOS DE MATÉRIA PRIMA DO EQUIPAMENTO.....	103
5.12. CONCLUSÃO DO CAPÍTULO .....	105
<b>CAPÍTULO 6.....</b>	<b>106</b>
6. CONCLUSÃO .....	106
REFERÊNCIAS .....	109
Anexo I.....	113
Anexo II.....	114
Anexo III .....	115
Anexo IV .....	116

## Lista de Figuras

- Figura 1** - Fatores Etiológicos do CHC. Neste diagrama são mostradas 6 possibilidades de adquirir o CHC. Este cenário de possibilidades suscita preocupações em realizar procedimentos precisos para o combate deste tumor. Fonte adaptada da referência [7]..... 3
- Figura 2** - Explicação esquemática das alterações celulares. Este diagrama mostra as possibilidades de alteração gênica que tem como consequência a ocorrência do câncer ou neoplasia. Os tumores malignos menores que 1 cm são difíceis de serem detectados pelos métodos de diagnósticos atuais. Contudo, para um tumor alcançar este tamanho pode levar alguns anos [8]. Fonte adaptada da referência [8]..... 4
- Figura 3** - Diagnóstico após a realização da biopsia. O fluxograma mostra que, em tumores menores que 1 cm, é preciso repetir a ultrassonografia para acompanhar o desenvolvimento do tumor. Neste caso é verificado se a situação permanece estável. Caso contrário, realizar outros tipos de exames guiados por imagens, se o tumor permanecer crescendo e for maior que 1 cm é necessário verificar a Hipervascularização arterial e o clareamento na fase portal/tardia, neste caso, se o diagnóstico for positivo o laudo constará que a pessoa possui CHC. Fonte adaptada da referência [5]. ..... 5
- Figura 4** - Seleção do tipo de terapia para tratamento do tumor. Esta diagramação aponta o tipo de tratamento de acordo com o tipo de Estadiamento. Para o projeto é interessante conforme ilustrado, identificar que em nódulos menores ou igual a 3 cm ou quantitativo de até 3 nódulos, é recomendado a aplicação da ARF ou PEI. Fonte adaptada da referência [2] ..... 7
- Figura 5** - Para a bancada de testes são necessários os seguintes itens para realização dos ensaios: 1 – tomada elétrica com três terminais, fase, neutro e terra; 2 – altura de 1 metro em relação ao solo; 3 – disposição do equipamento eletrocirúrgico; 4 - eletrodo ativo; 5 - eletrodo neutro; 9 - plano condutor aterrado no terra da tomada elétrica; e 11 - as cargas necessárias para realização das medidas conforme estabelecidas pela Norma. Fonte extraída da Norma ABNT-IEC 60601-2-2 (2013). ..... 15
- Figura 6** - Esta Figura representa o diagrama simplificado da planta e o caminho de realimentação. Em malha aberta o caminho de realimentação é desconectado do somador na entrada da planta. .... 18
- Figura 7** - Esta imagem ilustra o princípio de modelamento matemático do computador digital. A chave pode ser representada pela função  $s(t)$ , desta forma, quando é feita a convolução entre as funções  $f(t)$  e a  $s(t)$ , resulta em  $ftw*(t)$ . Esta função resultante é base do modelamento digital. Fonte adaptada da referência [23]. ..... 21

<b>Figura 8</b> - Considerando a Largura de pulsos, $TW = 1$ , obtém-se a função $f^*(t)$ , que representa uma sequência de funções Delta de Dirac na entrada do segurador. Desta forma, na saída do segurador retira-se uma função degrau aproximada de $f(t)$ . Fonte modificada da referência [23].....	22
<b>Figura 9</b> - Nesta figura ilustra o exemplo de configurações de somadores. Quando houver dois sinais oriundos de dois amostradores, pode-se considerar um único amostrador fantasma na saída deste somador. Este processo é importante para fazer a simplificação de diagramas de blocos digitais. Fonte adaptada da referência [23]. .....	23
<b>Figura 10</b> - Nesta figura está representado o processo off-line. No gerador são gerados os sinais de entrada do processo. O disco, a fita magnética e a Fita de Papel, ou seja, mecanismos muito antigos, servem como ilustração de armazenamento dos dados que corresponde a curva de resposta de saída. Fonte adaptada da referência [21]. .....	24
<b>Figura 11</b> - Nesta figura está representada o processo On-line, O computador envia o sinal de entrada para o processo, que em seguida retorna os dados de saída para o computador, que em tempo real, verifica os dados de entrada e readapta a saída. Fonte adaptada da referência [21]. .....	25
<b>Figura 12</b> - Esta figura foi desenvolvida por Smith para obter uma resposta ao degrau de segundo ordem. Na ordenada do lado direito estão os valores do fator de amortecimento. Na ordenada do lado esquerdo, $t_{60}/\tau$ . O $t_{20}$ e o $t_{60}$ são obtidos nos percentuais de amplitude 20% e 60%. Fonte extraída da referência [21].....	28
<b>Figura 13</b> - Eletrodo <i>Cool-Tip</i> utilizado nos experimentos. Este eletrodo possui refrigeração e termopares para medir a temperatura local. Este setup foi montado para analisar a ocorrência do <i>Roll-Off</i> em ensaios realizados em fígado suínos. Fonte adaptada da referência [33]. .....	30
<b>Figura 14</b> - Curva avaliada após 20 amostras de ablações. Esta curva representa a ocorrência do Roll-Off a partir de 90 segundos de ablação. Este ponto de 90 segundos da curva mostra o início do processo de carbonização do tecido. Fonte de adaptada da referência [33]. .....	31
<b>Figura 15</b> - Avaliação da temperatura no processo de ablação. Nesta análise, verificou-se que em alguns pontos do tecido, a temperatura apresentou valores diferentes, e após 50 segundos, teve uma tendência a estabilizar. Fonte adaptada da referência [33] .....	31
<b>Figura 16</b> - Processo de ablação utilizando equipamentos monopolares. A região amarela representa a propagação da região de queima no local do tumor, sendo a peça de fígado a representação de uma impedância elétrica. A recomendação para o tamanho da área destas placas é $65 \text{ cm}^2$ para cada 100 W de potência. Fonte: própria. ....	32

<b>Figura 17</b> - Ilustração da aplicação de radiofrequência usando o processo bipolar. Este processo é utilizado para realização da queima em pequenas regiões [35]. A vantagem é manter a circulação da corrente localmente, confinando a propagação eletromagnética. Fonte própria.....	33
<b>Figura 18</b> - Análise de sobrevida. Este gráfico representa uma amostra com total de 22 pacientes, que passaram por ressecção cirúrgica, mostra que somente 15% dos pacientes não foram a óbito dentre o período de 60 a 120 meses. Fonte referência [14]. .....	35
<b>Figura 19</b> - Diagrama de Blocos do equipamento Sofia. O bloco (1) representa a fonte de alimentação com níveis de tensão de saída igual á 5, 12 e 24 VDC. O bloco (2) é representado pela placa de geração de radiofrequência (RF) e circuitos para medidas de tensão e corrente elétrica aplicada ao fígado. O bloco (3) refere-se à placa de controle de potência aplicada ao fígado conjugada com os condicionadores das medidas enviadas pelo gerador de RF. O bloco (4) indica o controle digital do equipamento que envia e recebe informações do touch screen, representada pelo bloco (5). Fonte: própria.....	38
<b>Figura 20</b> - Gerador de RF. Estão presentes nesta figura todas as funções eletrônicas do circuito referente à etapa de geração de radiofrequência. Os triângulos representam a simbologia dos amplificadores operacionais (LT1014). Fonte: própria.....	40
<b>Figura 21</b> - Circuito <i>non-overlapping clock</i> que conecta o gerador com o drive. Este circuito é responsável por evitar o acionamento simultâneo dos transistores no circuito inversor de frequência. Fonte: própria.....	41
<b>Figura 22</b> - Inversor de frequência juntamente com um filtro. Esta topologia é muito utilizada por evitar a distorção intrínseca de amplificadores classe B por meio das ligações dos dois transistores mostrados. Fonte extraída da referência [44]. .....	43
<b>Figura 23</b> - Filtro <i>Butterworth</i> de 2º Ordem. Esta topologia representa um filtro passa baixa. No equipamento o R representa a impedância Z do fígado. Este circuito, também, se comporta como casador de impedância, cuja topologia é conhecida como rede PI. Fonte: própria. ....	43
<b>Figura 24</b> - – Este circuito representa uma parte do gerador de Radiofrequência. A região delimitada por uma linha na cor vermelha representa o circuito que realiza a medida de tensão aplicada ao fígado. E a região delimitada por uma linha da cor verde, reflete a medida de corrente aplicada ao fígado. Nas saídas das medidas de tensão e corrente possui filtros <i>Butterworth</i> . Fonte: Própria.....	49
<b>Figura 25</b> - Filtros de saída dos circuitos de medidas de tensão e corrente do fígado. Estes filtros também fazem parte da modelagem. Estes filtros reduzem os ruídos em alta frequência contidos nos sinais DC que saem do detector de pico. Fonte: Própria.....	49

<b>Figura 26</b> - Placa de controle de potência. Este diagrama representa o circuito responsável pela etapa de controle de potência. A tensão que sai do conversor DAC é amplificada e, transmitida à placa de potência bloco (2) da Figura 19.....	51
<b>Figura 27</b> - Esta tela faz parte do equipamento desenvolvido, ela aparece após os parâmetros programados em telas anteriores do equipamento. Estes dados são mostrados para certificar os parâmetros programados antes de executar o procedimento. Caso exista alguma dúvida, pode-se retornar e refazer a programação.....	52
<b>Figura 28</b> - Diagrama de blocos referente ao circuito analógico que compõem o EMA. De cada bloco referente ao caminho direto G e o caminho de realimentação H foram extraídos modelagens fenomenológica e por identificação de sistemas para verificar os parâmetros de desempenho e estabilidade de todo circuito. ....	56
<b>Figura 29</b> - Nesta figura estão sendo ilustrados os circuitos que fazem a conversão digital analógico e analógico digital. Estes circuitos são conectados no Raspberry PI e se comunicam por meio do padrão I <sub>2</sub> C.....	56
<b>Figura 30</b> - Nesta figura está ilustrada a etapa de controle de potência. O sinal que sai do DAC com excursão de 0 a 5V é inserido no pino 3 do amplificador operacional (LT1014). Desta forma, o ganho é a relação entre o nível de entrada e saída deste circuito de controle de potência.....	57
<b>Figura 31</b> - Esta figura representa os circuitos que compõem o diagrama de blocos da figura 28. Estão contidos, o inversor de frequência com seus filtros de entrada e saída, os transformadores de potência e medida de corrente e tensão, os detectores de pico de tensão e corrente e os amplificadores operacionais.....	58
<b>Figura 32</b> - Topologia base para o modelamento das equações descritas no capítulo 5. Nesta topologia, a impedância que está na cor vermelha, pode ser substituída pela impedância do primário do TRP e do fígado que está associada às impedâncias de entradas dos TRV e TRC, Figura 31, para fins de modelamento. Fonte: Própria. ....	59
<b>Figura 33</b> - Esta bancada foi preparada atendendo os requisitos da norma NBR-IEC 60601-2-2. A mesa tem 1 m de altura, feita de madeira com uma placa de alumínio conectada ao neutro da tomada elétrica. Os cabos de AF e terra estão espaçados em 0,5m.....	61
<b>Figura 34</b> - Eletrodo da Boston 4.0 formato guarda-chuva. Nos experimentos foi feito uma marca neste eletrodo para reduzir o ângulo de abertura. Este eletrodo funciona como uma antena, confinando o sinal de RF no local de ablação.....	66

**Figura 35** - Parte do circuito da Figura 31 referente ao divisor de tensão e o detector de pico. Usando o somatório das correntes que passam pelo nó, foi modelada a função de transferência que representa este circuito. O diodo nesta situação é considerado uma chave acionada..... 71

**Figura 36** - Esta topologia de amplificador operacional não inversor é muito conhecida na literatura. Este circuito é importante para amplificar os sinais que saem do detector de pico. Fonte: própria. .... 71

**Figura 37** - Esta imagem mostra esquematicamente a direção do fluxo de corrente que será utilizada no modelo. Para fazer a modelagem deste circuito, a análise foi dividida em duas partes, a primeira análise é a região em preto e a segunda a região em vermelho juntamente com a impedância em verde que representa a impedância de entrada do conversor ADC de formar a gerar duas equações que resultara no H2. Fonte: própria. .... 72

**Figura 38** - Estes são os gráficos da Equação (51) no domínio contínuo. Ao lado esquerdo visualiza-se, após aplicação de um degrau na entrada, uma curva superamortecida. Ao lado direito, esta representada uma parte dos pólos do polinômio em análise, as cores representam a tendência de deslocamento dos pólos. Os raios das grades polares representam o fator de amortecimento, sendo que o raio paralelo ao eixo real representa fatores de amortecimento maiores que 1 e a circunferência a frequência natural dos pólos. A continuação deste gráfico será mostrada na Figura 39. Fonte: própria. .... 74

**Figura 39** – Esta figura representa a continuação do LGR da figura 38. Nesta estão contidos os pólos restantes da Equação (51) e um pólo a mais que representa o degrau aplicado na entrada do sistema. Sendo que na imagem ficaram evidenciados os pólos dominantes que são importantes nesta análise porque defini o comportamento superamortecido do sistema. Fonte: própria..... 75

**Figura 40** – Nesta figura está sendo representada a resposta ao degrau no domínio discreto. O tempo de amostra para este sinal ao lado esquerdo foi de 1ms. No lado direito os pólos estão concentrados dentro do círculo unitário e os fatores de amortecimento com a frequência natural. As cores representam a tendência de deslocamento dos pólos, e com a transformada z percebeu-se que alguns zeros cancelaram alguns pólos. Fonte: própria. .... 75

**Figura 41** – Para verifica a linearidade deste modelo antes de aplicar o processo de redução, o ganho da entrada em degrau foi variado de 1 a 7. Desta forma a curva de resposta não apresentou mudanças em seu comportamento oscilatório. Fonte: Própria..... 76

**Figura 42** – Ao lado esquerdo estão as curvas de resposta referentes às funções de 2° e 9° ordem, e nos pontos destacados desta figura, estão representados em Y os valores da amplitude em 10%, 50%, 90%, 95% e 98% e no X os períodos desta resposta. O grau de

confiabilidade entre as duas curvas usando a métrica RMSE é de 98,46%. Ao lado direito está a localização dos pólos da versão de 2º ordem sendo que o raio das grades polares representam o fator de amortecimento e os círculos à frequência natural. O tempo de subida é extraído com a subtração do tempo em 90% com o tempo em 10% da amplitude. O tempo de atraso é considerado em 50% da amplitude do sinal. .... 76

**Figura 43** – Está figura mostra o sinal de saída do circuito gerador de RF em conjunto com a medida de tensão na cor preta. O sinal representado pela cor azul é a estimativa realizada pelo Matlab no domínio do tempo. O grau de confiança máximo obtido na saída foi de 56.5%. O tempo de amostragem foi de 10 ms. Fonte: própria. .... 78

**Figura 44**- Esta curva é a resposta ao degrau da Equação (54) no domínio contínuo. No lado direito estão posicionados os pólos e zeros desta função, sendo as linhas nas cores verde e vermelha a tendência de deslocamento dos pólos. Fonte: própria. .... 78

**Figura 45** – A figura ao lado esquerdo representa a curva de resposta do sistema no domínio discreto da Figura 44. O tempo de amostragem ( $T_s$ ) deste resultado é de 1ms. A figura ao lado direito representa o LGR da resposta ao degrau, de modo que, no gráfico indica no local onde os pólos estão localizados a frequência natural. Fonte: própria. .... 79

**Figura 46** – Para extrair os valores de desempenho desta curva, a função 54 foi normalizada para facilitar a extração dos parâmetros por meio de inspeção. O tempo de subida foi extraído considerando os tempos entre 10% e 90% da amplitude da curva de resposta, o tempo de atraso considerou 50%. .... 79

**Figura 47** – Nesta figura esta ilustrada o sinal de saída do equipamento em preto, após a aplicação de um sinal de teste rampa. A cor azul representa a curva de resposta estimada do sinal de saída do equipamento com a confiabilidade de 95,77%, que resultou na Equação (55). O tempo de amostragem foi de 100µs. Fonte: própria. .... 80

**Figura 48** – Este Gráfico representa a esquerda, uma resposta ao degrau no domínio contínuo da Equação (55), estimada a partir de um sinal de teste rampa na entrada do equipamento. E a direita o local geométrico das raízes com a finalidade de aponta as frequências naturais de cada pólo. Fonte: própria. .... 80

**Figura 49** – Neste gráfico contém a representação da Equação (55) no domínio discreto com o tempo de amostragem de 1ms. A esquerda está representada a resposta ao degrau e a direita o lugar geométrico das raízes, sendo as linhas vermelha e verde reflete a tendência de deslocamento dos pólos da função. No gráfico LGR, as grades polares indicam o fator de amortecimento e a frequência natural de cada pólo Fonte: própria. .... 81

**Figura 50** – Este sinal é resultado da normalização do sinal da Figura 48 pelo ganho DC. O objetivo desta normalização é extrair os parâmetros de desempenho do modelo apresentado na Equação (55), como tempo de subida e tempo de atraso. Considerando respectivamente, a amplitude de 10% e 90% e a metade da amplitude 50%. Fonte: própria..... 81

**Figura 51** – Esta curva foi gerada a partir do sinal de entrada teste parábola de aceleração. A curva preta representa o sinal medido na saída do equipamento. A curva azul representa a estimativa com 14,31% de confiabilidade. A Equação (56) é o modelo matemático correspondente. Tempo de amostragem 1 ms. Fonte: própria..... 82

**Figura 52** – A esquerda desta figura é a representação da resposta ao degrau da Equação (56). A direita é o lugar geométrico das raízes do polinômio da equação citada, cujas linhas vermelha e verde indicam a tendência de deslocamento dos pólos. Além disto, as grades polares indicam nos raios o fator de amortecimento e a na circunferência a frequência natural. Verifica-se que a curva teve um pico inicial que posteriormente estabilizou-se em 0. Fonte: própria..... 82

**Figura 53** – A esquerda desta figura esta ilustrada a resposta ao degrau da Equação (56) no domínio z com o tempo de amostragem de 1ms. A direita da Figura está representada o local geométrico das raízes, desta forma, as linhas verde e vermelha indicam a tendência do deslocamento dos pólos. As grades polares indicam o fator de amortecimento e a frequência natural. Fonte: própria. .... 83

**Figura 54** – Esta imagem representa a normalização da Figura 52. Desta forma, serão coletados parâmetros para análise de desempenho deste sinal. O tempo de subida do sinal foi estabelecido entre 10% e 90% devido à resolução obtida. E o tempo de atraso em 50%. Fonte: própria..... 83

**Figura 55** – Esta figura ilustra a saída, na cor preta, do circuito gerador juntamente com o sensor de tensão em malha aberta, após excitado por um sinal de entrada teste senoidal. O sinal na cor azul representa uma estimativa com a confiabilidade de 86,6% do sinal de saída. Esta estimativa é modelada pela Equação (57). Tempo de amostragem 1ms. Fonte: própria. 84

**Figura 56** – Esta figura mostra no lado esquerdo a resposta ao degrau da Equação (57). O lado direito mostra o lugar geométrico das raízes dos polinômios desta equação. As linhas nas cores vermelha, verde e azul apontam o caminho dos pólos. Além disto, as grades polares informam o fator de amortecimento e a frequência natural de cada pólo. Fonte: própria..... 84

**Figura 57** – Esta figura mostra a resposta em degrau da Equação (57) no domínio discreto ao lado esquerdo com o tempo de amostragem de 1ms. Ao lado direito, o lugar geométrico das raízes. Desde modo, as curvas nas cores azul, vermelha e verde representam a direção que os

pólos deslocam caso haja alteração no sistema. As grades polares ilustram os valores do fator de amortecimento e da frequência natural de cada pólo. Fonte: própria..... 85

**Figura 58** – Esta figura representa a normalização da curva representada na Figura 56. Este processo permite analisar o desempenho do circuito que está sendo avaliado. Principalmente, o tempo de subida e o tempo de atraso. Para extrair o tempo de subida foram considerados 10% e 90% da amplitude do sinal. O tempo de atraso foi considerado 50,1% da amplitude. Fonte: própria..... 85

**Figura 59** – Curvas das Funções de Transferência (IS),  $G_d(s)$ ,  $G_r(s)$ ,  $G_p(s)$  e  $G_s(s)$ , com entrada Impulso. Estas funções possuem ganhos diferentes, contudo, foram normalizadas por meio dos seus ganhos, para efeito de comparação. .... 87

**Figura 60** - Nesta figura está ilustrado o comportamento do sistema considerando, em cada instante, uma função de transferência diferente, ou seja, as Funções (IS), 2ª ordem e 9ª ordem. No entanto, a entrada é uma Função Degrau, independentemente da função de transferência. .... 87

**Figura 61** – Este gráfico representa a resposta em frequência e fase da função modelada correspondente ao filtro *Butterworth* de saída do circuito inversor de frequência. Verifica-se conforme o aumento da impedância de saída o fator de qualidade dos pólos aumenta. Consequentemente o ganho aumenta no ponto onde foi calculada a frequência de corte mantendo a fase constante. Fonte: própria..... 90

**Figura 62** – Neste gráfico verifica-se o movimento dos pólos de acordo com a variação da carga de saída mostrado no modelo. Os pólos no eixo real sem parte complexa é a representação do sinal aplicado na carga de 50Ω. Em seguida a carga foi aumentada para 100Ω, onde surgiram pólos complexos e finalmente com uma carga de 500Ω, os pólos se distanciaram e ficaram mais próximos do eixo imaginário. Fonte: própria..... 90

**Figura 63** – Este gráfico representa a resposta ao degrau do circuito quando na saída possui cargas de 50Ω, 100Ω e 500Ω, respectivamente nas curvas azul, vermelha e amarela. O efeito é causado conforme o deslocamento dos pólos. Conforme visto na Figura 62. Fonte: própria..... 91

**Figura 64** – Teste de acurácia. Neste gráfico é possível avaliar a exatidão do equipamento. Os erros variam entre 0.94% e 5.67%. No eixo Y estão definidos os valores da potência declarada de saída do equipamento. No eixo X, estão os valores das potências estabelecidas pelo equipamento para ser fornecida em sua saída. Fonte: própria..... 92

**Figura 65** - Ensaio de Monotonicidade. Nesta figura estão ilustrados os valores dos pontos críticos do ensaio. O valor indicado por “X”, refere-se à carga resistiva não indutiva no

instante da aplicação da potência e o “Y” a potência média e máxima declarada do equipamento. Fonte: própria.....	94
<b>Figura 66</b> - Avaliação do fator de crista para as cargas declaradas. Os valores representados por “X” significa o valor da carga para ambas às curvas, e os apontados por “Y”, na curva azul significa o fator de crista e o verde percentual do fator de crista. Fonte: própria.....	96
<b>Figura 67</b> – Neste gráfico é possível visualizar o comportamento da impedância durante a realização da queima do chuchu. A potência utilizada nesta queima foi de $30W_{RMS}$ . Cada curva representa um experimento realizado. Sendo que os experimentos 2 e 3 não ocorreu o Roll-Off. Fonte: própria.....	97
<b>Figura 68</b> – Nesta figura representa o primeiro experimento, o diâmetro da queima foi de 3,88 cm. Esta linha escura mostrada no chuchu é exatamente o ponto de carbonização. Verifica-se dentro da região delimitada, a área alcançada de queima. ....	97
<b>Figura 69</b> – No experimento 2 não houve carbonização. O fato é fácil de constatar devido ao não aparecimento de linhas escuras na região queimada do chuchu. O diâmetro de queima foi de 3,63 cm. Fonte: própria.....	98
<b>Figura 70</b> – No experimento 3 também não ocorreu o Roll-off. A constatação é perceptível pelo não surgimento de linhas escuras na região de queima. O Diâmetro de queima foi de 3,1 cm. Fonte: própria. ....	98
<b>Figura 71</b> – No experimento 4 ocorreu o <i>Roll-off</i> . O fato é constatado pelos surgimentos de pontos escuros que indicam carbonização do tecido do chuchu. O diâmetro de queima foi de 3,64 cm. Fonte: própria. ....	99
<b>Figura 72</b> – Nos quatro experimentos realizados, o <i>Roll-Off</i> ocorreu em momentos distintos. Utilizando a mesma potência de $30W_{RMS}$ e a mesma abertura do eletrodo. Contudo, nenhum destes experimentos excedeu o tempo de 3 minutos. Fonte: própria. ....	100
<b>Figura 73</b> – Nesta figura é possível notar os pontos de carbonização, que são as regiões bem escuras. O diâmetro de queima foi de 1,67 cm. A potência utilizada foi $30W_{RMS}$ . O fígado utilizado no experimento é suíno encontrado em supermercado. Fonte: própria.....	100
<b>Figura 74</b> – Esta figura nota-se pontos de carbonização. O experimento 2 foi realizado com potência de $30W_{RMS}$ , mantendo o mesmo ângulo de abertura dos experimentos anteriores. A peça foi adquirida no supermercado. O diâmetro de queima foi de 1,63 cm. Fonte: própria.	101
<b>Figura 75</b> – Nesta figura verificam-se cavidades nesta região de queima. A potência utilizada foi de $30 W_{RMS}$ . Manteve-se o mesmo ângulo de abertura do eletrodo que foi utilizado em procedimentos anteriores. O diâmetro de abertura foi de 2,07 cm. Fonte: própria.....	101

<b>Figura 76</b> – No experimento 4 notou-se cavidades no centro da região de ablação. A potência utilizada foi de $30W_{RMS}$ e o ângulo do eletrodo manteve-se igual aos outros experimentos. O diâmetro da região de queima foi de 1,31 cm. Fonte: própria.....	102
<b>Figura 77</b> – Este é o sinal de saída do equipamento desenvolvido. A carga utilizada para fazer esta medida foi de $48,7\Omega$ . Considerando a tensão RMS mostrada no display. A potência alcançada foi de $45,75W_{RMS}$ . Fonte: própria.....	103
<b>Figura 78</b> – Esta é a imagem do Equipamento médico assistencial. Nesta versão existem dois conectores consecutivamente para saída de RF e leitura de temperatura. Um novo case está sendo desenvolvido com mudanças relativas a esta versão.....	103

## Lista de Tabelas

<b>Tabela 1</b> - Custo das tecnologias fabricadas internacionalmente, utilizadas para o tratamento de câncer de fígado no Brasil. Fonte adaptada da referência [17].....	8
<b>Tabela 2</b> - Equipamentos para ablação hepática, fabricados internacionalmente, para tratamento de câncer. Como se pode observar, nesta tabela, não existe nenhum equipamento para realização de procedimentos de ablação fabricado nacionalmente. Fonte própria.....	34
<b>Tabela 3</b> - Parâmetros dos filtros desenvolvidos com as respectivas frequências de ressonâncias naturais, calculadas usando a Equação (17). .....	45
<b>Tabela 4</b> - Demonstração dos cálculos da fase de impedância de parte dos resistores utilizados nos ensaios propostos.....	62
<b>Tabela 5</b> - Associações dos resistores utilizados nos ensaios, com valores teóricos e práticos, e seus respectivos erros de medidas. As duas barras em paralelo significa associação em paralelo e o sinal de soma associação em série. A coluna indicada por Equivalência representa o cálculo teórico das associações e a coluna medida indica os valores obtidos por um multímetro digital. O erro é o resultado da diferença entre o teórico e medido.....	64
<b>Tabela 6</b> - Após calculado a convolução que resultou no $G_1$ , os valores numéricos, calculados pelo Matlab, que fazem parte da Equação (36), estão contidos nesta tabela com representação alfanumérica de cada item . .....	70
<b>Tabela 7</b> - Nesta tabela estão contidas os parâmetros após calculado pelo Matlab. Dos valores obtidos, alguns são muito pequenos devido aos valores dos componentes eletrônicos. ....	73
<b>Tabela 8</b> - Parâmetros resultantes do cálculo de convolução da Equação (50) efetuado pelo Matlab, que representam os coeficientes do polinômio correspondente aos zeros da Equação (51). .....	74
<b>Tabela 9</b> - Esta tabela contém os resultados da convolução da Equação (50) que representam os coeficientes do polinômio que resulta nos pólos da Equação (51). .....	74
<b>Tabela 10</b> – Nesta tabela estão contidos os parâmetros de desempenho das funções MF e IS. Estes dados foram extraídos das respostas a entrada degrau ilustrados nos gráficos acima. ...	86
<b>Tabela 11</b> - Essa tabela contempla os valores percentuais que indicam o grau de confiança das Funções de Transferências (IS) obtidas por meio dos dados medidos na saída do equipamento e das entradas estipuladas. ....	86

<b>Tabela 12</b> - Nesta tabela estão apresentados os graus de similaridade entre as Funções de Transferências Gd, Gr, Gp e Gs com as Funções de 9ª ordem e 2ª ordem, considerando nas suas entradas a Função Degrau.....	88
<b>Tabela 14</b> - Os valores plotados no gráfico da Figura 64 contidos nesta tabela foram considerados a partir da média aritmética de 20 amostras relativas a cada ponto destacado no gráfico e seus respectivos desvios padrões. O percentual do desvio padrão máximo das análises foi aproximadamente 2,05% do valor da potência do equipamento.....	92
<b>Tabela 15</b> - Valores críticos dos ensaios destacados na curva mostrada na Figura 65, com seus respectivos erros associados. ....	94
<b>Tabela 16</b> - Nesta tabela está relacionada os custos de matéria prima para o desenvolvimento do (EMA). São componentes eletrônicos encontrados no mercado nacional para facilitar a agilidade na manutenção. Ou seja, em Brasília e São Paulo. ....	104

## Lista de Siglas

<b>ABNT</b>	Associação Brasileira de Normas Técnicas.
<b>ADC</b>	<i>Analog to Digital Converter.</i>
<b>AF</b>	Alta Frequência.
<b>AmpOp</b>	Amplificador Operacional
<b>ANATEL</b>	Agência Nacional de Telecomunicações.
<b>ANVISA</b>	Agência Nacional de Vigilância Sanitária.
<b>ARF</b>	Ablação por Radiofrequência.
<b>BCLC</b>	<i>Barcelona Clinic Liver Cancer.</i>
<b>CD</b>	<i>Compact Disc</i>
<b>CDT</b>	Centro de Desenvolvimento Tecnológico.
<b>CDP</b>	Controle de Potência
<b>CHC</b>	<i>Carcinoma Hepatocelular.</i>
<b>CMOS</b>	<i>Complementary metal-oxide-semiconductor.</i>
<b>DAC</b>	<i>Digital to Analog Converter.</i>
<b>DNA</b>	<i>Deoxyribonucleic Acid.</i>
<b>EMA</b>	Equipamento Médico Assistencial.
<b>FC</b>	Fator de Crista.
<b>FOPDT</b>	<i>First-Order Plus Dead Time</i>
<b>GPIO</b>	Porta de Entrada e Saída do <i>Raspberry PI</i>
<b>HIFU</b>	<i>High Intensity Focused Ultrasound.</i>
<b>ICEL</b>	Fabricante de produtos de medidas
<b>IEC</b>	<i>International Electrotechnical Commission.</i>
<b>INMETRO</b>	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia.
<b>IS</b>	Identificação de Sistemas
<b>LGR</b>	Local Geométrico das Raízes.
<b>MF</b>	Modelagem Fenomenológica
<b>MS</b>	Ministério da Saúde.
<b>MWA</b>	<i>Microwave Ablation.</i>
<b>MOSFET</b>	<i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor.</i>
<b>NAND</b>	Porta lógica ( <i>And</i> ) Inversora.
<b>NBR</b>	Norma Brasileira.

<b>NOC</b>	<i>Non-Overlapping Clock.</i>
<b>PC</b>	Computador
<b>PEI</b>	<i>Percutaneous Ethanol Injection.</i>
<b>PI</b>	<i>Proporcional-Integral.</i>
<b>PD</b>	<i>Proporcional-Derivative.</i>
<b>PID</b>	<i>Proporcional-Integral Derivative.</i>
<b>PTC</b>	<i>Positive Temperature Coefficient.</i>
<b>PWM</b>	<i>Pulse-Width Modulation.</i>
<b>RDC</b>	Resolução de Diretoria Colegiada.
<b>RF</b>	<i>Radiofrequency.</i>
<b>RM</b>	Ressonância Magnética
<b>RMS</b>	<i>Root Mean Square.</i>
<b>RMSE</b>	<i>Root Mean Square Error</i>
<b>RLC</b>	Circuito Resistivo, Capacitivo e Indutivo.
<b>SOFIA</b>	<i>Software of Intensive Ablation.</i>
<b>SUS</b>	Sistema Único de Saúde.
<b>TACE</b>	<i>Transarterial Chemoebolization.</i>
<b>TC</b>	Tomografia Computadorizada.
<b>TCMS</b>	Tomografia Computadorizada <i>Multslice.</i>
<b>TRP</b>	Transformador de Potência.
<b>TRC</b>	Transformador de Corrente.
<b>TRV</b>	Transformador de Voltagem.
<b>VHB</b>	Vírus da Hepatite B.
<b>VHC</b>	Vírus da Hepatite C.
<b>UNB</b>	Universidade de Brasília.
<b>US</b>	Ultrassom.
<b>USD</b>	Dólar Americano
<b>WI-FI</b>	<i>Wireless Fidelity.</i>
<b>Zoh</b>	<i>Zero-order hold.</i>

## Lista de Símbolos

<b>A</b>	Unidade de Corrente Elétrica ( <i>Ampere</i> ).
<b>A<sub>e</sub></b>	Área efetiva do núcleo de ferrite.
<b>A<sub>L</sub></b>	Índice de indutância magnética.
<b>B</b>	Densidade de fluxo magnético.
<b>B1</b>	Tipo da aflotoxina.
<b>C</b>	Representação do Capacitor.
<b>C(s)</b>	Função de transferência que representa a saída do sistema.
<b>°C</b>	Graus Celsius.
<b>C<sub>x</sub></b>	Simbologia do capacitor, x indica a numeração quando houver.
<b>cm<sup>2</sup></b>	Centímetro quadrado.
<b>Cm</b>	Centímetro.
<b>dB</b>	Decibéis, unidade que representa o ganho.
<b>DC</b>	Representação da tensão contínua.
<b><math>\delta(t - kT)</math></b>	Função impulso deslocada em kT.
<b>E(s)</b>	Função de transferência que representa o erro do sistema.
<b>E[<math>\hat{X}</math>]</b>	Cálculo da média de uma Função.
<b><math>\xi</math></b>	Fator de amortecimento.
<b>F</b>	Frequência.
<b>f(t)</b>	Função qualquer no domínio do tempo.
<b>f<sub>h</sub>(t)</b>	Função que representa a diferença entre dois degraus.
<b>f<sub>tw</sub><sup>*</sup>(t)</b>	Função discreta contínua.
<b>f(kT)</b>	Função aproximada para uma constante.
<b>GHz</b>	Giga-hertz.
<b>G(s)</b>	Função de transferência que representa a planta do sistema.
<b>G<sub>p</sub>(s)</b>	Função de transferência que representa uma saída em relação a uma entrada parábola.
<b>G<sub>R</sub>(s)</b>	Função de transferência reduzida.
<b>G<sub>r</sub>(s)</b>	Função de transferência que representa uma saída em relação a uma entrada rampa.
<b>G<sub>D</sub>(s)</b>	Função de transferência que representa uma saída em relação a uma entrada degrau.

$G_s(s)$	Função de transferência que representa uma saída em relação a uma entrada senoidal.
$G_1$	Função de transferência do inversor de frequência.
$G_{1.1}$	Função de transferência do filtro da entrada do inversor.
$G_{1.2}$	Função de transferência do filtro da saída do inversor.
$H(s)$	Função de transferência que representa o caminho de realimentação.
$H(z)$	Amostrador e segurador de ordem zero.
$H_V$	Função de transferência que representa medida de tensão.
$H_1$	Função de transferência do detector de pico.
$H_2$	Função de transferência do filtro de saída de medida de tensão.
$H_3$	Função de transferência do detector de pico.
$H_4$	Função de transferência do filtro de saída de medida de corrente.
<b>hPa</b>	<i>Hectopascal.</i>
$I_p$	Corrente de Pico.
$I_{RMS}$	Corrente RMS.
$I_X$	Corrente elétrica, o x representa índice numéricos ou alfanuméricos quando houver.
$I_2C$	Padrão de comunicação serial.
<b>IP12E</b>	Material de fabricação do ferrite.
<b>J</b>	Número complexo.
<b>K</b>	Ganho do sistema.
$K_1$	Ganho da placa de controle.
$K_{OP}$	Ganho do amplificador operacional de saída do circuito de medida de tensão.
<b>kHz</b>	<i>Kilo-Hertz.</i>
<b>k<math>\Omega</math></b>	<i>Kilo-ohms.</i>
$K_2$	Ganho do transformador de tensão.
$K_3$	Ganho do transformador de corrente.
$K_{TRP}$	Ganho do transformador de potência.
$L_X$	Simbologia do Indutor, o x representa a numeração e letras quando houver.
$\mathcal{L}$	Transformada de Laplace.
<b>N</b>	Número de espiras.
$M_P$	Máximo Sobressinal.
<b>MHz</b>	<i>Mega-Hertz.</i>

<b><math>\mu\text{H}</math></b>	<i>Microhenry.</i>
<b><math>\mu\text{F}</math></b>	<i>Microfarad.</i>
<b>ml</b>	Mililitros.
<b>mm</b>	Milímetro.
<b>MS/s</b>	<i>Mega Sample per second.</i>
<b><math>\Omega</math></b>	Unidade resistiva (ohm).
<b><math>P_{\text{RMS}}</math></b>	Potência RMS.
<b><math>Q_{\text{P}}</math></b>	Fator de qualidade dos polos.
<b>T</b>	Período para determinação do <i>Zoh</i> .
<b><math>T_{\text{d}}</math></b>	Tempo de atraso.
<b><math>T_{\text{P}}</math></b>	Tempo de pico.
<b><math>T_{\text{r}}</math></b>	Tempo de acomodação.
<b><math>T_{\text{s}}</math></b>	Tempo de acomodação.
<b><math>T_{\text{W}}</math></b>	Largura do pulso.
<b>T</b>	Período de uma onda.
<b><math>t_1</math></b>	Semiciclo 1.
<b><math>t_2</math></b>	Semiciclo 2.
<b><math>\tau_1</math></b>	Constante de tempo do processo de modelagem
<b><math>\tau_2</math></b>	Constante de tempo do processo de modelagem
<b><math>\theta</math></b>	Ângulo.
<b>RS232</b>	Padrão de comunicação serial.
<b>R</b>	Simbologia do resistor.
<b>R(s)</b>	Função de transferência de entrada do sistema.
<b>S</b>	Variável da função de Laplace.
<b>s(t)</b>	Função degrau.
<b>V</b>	Tensão elétrica.
<b><math>V_{\text{AC}}</math></b>	Tensão Alternada.
<b><math>V_{\text{DC}}</math></b>	Tensão Contínua.
<b><math>V_{\text{DD}}</math></b>	Tensão Contínua.
<b><math>V_{\text{IN}}</math></b>	Tensão de Entrada.
<b><math>V_{\text{OUT}}</math></b>	Tensão de Saída.
<b><math>V_{\text{RMS}}</math></b>	Tensão RMS.
<b><math>V_{\text{TR}}</math></b>	Tensão de transferência.

$V_P$	Tensão de Pico.
$u(t - kT)$	Função degrau deslocada em $kT$ .
$kT$	Pulso com largura infinitesimal.
%	Percentual.
$\Omega$	Frequência angular.
$\omega_n$	Frequência Natural.
$\omega_p$	Frequência angular dos polos.
$W$	Unidade de potência (Watts)
$W_{RMS}$	Unidade de potência RMS.
$\hat{x}$	Valor da média.
$X_L$	Reatância indutiva.
$Z$	Impedância Elétrica.
$Z_{EQ}$	Impedância Equivalente.
$Z_{TR}$	Impedância do transistor de potência.
$Z_f$	Impedância do fígado.

# CAPÍTULO 1

---

## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO

O projeto *Software of Intensive Ablation* (SOFIA) foi consolidado, por meio de um convênio (TC 122/2013) celebrado entre a Universidade de Brasília (UNB) e o Ministério da Saúde (MS), com intuito de gerar inovação na área de engenharia biomédica para fomentar a indústria nacional e principalmente Sistema Único de Saúde (SUS). O equipamento foi desenvolvido com respaldo de uma equipe técnica multidisciplinar, composta por: engenheiros, médicos e sociólogos, com o objetivo de garantir a segurança dos médicos e dos pacientes.

O projeto tem a importância de reduzir os custos de aquisição, no mercado internacional, dos equipamentos de ablação por radiofrequência (ARF) para atendimentos de pacientes no SUS. O “SUS é um sistema gratuito de saúde no Brasil”. Foi criado, com força de lei, na constituição federal de 1988 por meio do Art. 198. Inciso. III parágrafo 1º para atender mais de 180 milhões de brasileiros. Este sistema foi consolidado devido ao grande contexto de definições políticas governamentais, “traduzidas em legislações específicas, que de alguma forma pavimentaram o caminho” para criação deste sistema de saúde [1].

O equipamento, por meio de auxílio médico especializado, deverá realizar ablação hepática para tratamento oncológico<sup>1</sup>. Este equipamento tem a função de realizar, de forma controlada, a queima das células cancerígenas por meio da aplicação da ARF para evitar a metástase<sup>2</sup>. Nos procedimentos cirúrgicos pouco invasivos, o objetivo é destruir as células com anomalias, e para atingir a necrose celular, a temperatura de ablação no local deve ser

---

<sup>1</sup> **Oncologia:** ramo da ciência médica que estuda a ocorrência de tumores e câncer. A origem tem duas acepções, conforme a palavra grega “onkos” (onco) significa massa, volume, tumor. O termo “logia” significa estudo.

<sup>2</sup> **Metástase:** migração por via sanguínea ou linfática de produtos patológicos (vírus, bactérias, parasitas e espécie de células cancerosas) provenientes de uma lesão inicial.

superior a 50 °C [2, 3].

Para isto, o equipamento deve ser capaz de monitorar a temperatura, a impedância e a potência local no momento da ablação, garantindo a completa eficiência na terapia. Para medir os parâmetros mencionados, foram desenvolvidos circuitos que realizam medidas de tensão e corrente aplicadas ao fígado, possibilitando a análise em tempo real. As frequências utilizadas, neste tipo procedimento, são acima de 200 kHz com um sinal senoidal, sem modulação [4].

Para justificar o desenvolvimento e a avaliação do Equipamento Médico Assistencial (EMA) para realização de ablação hepática, primeiramente, será feita a definição do cenário que este projeto se encontra inserido. Neste cenário foram apontados os fatores que contribuem para adquirir o câncer e os critérios de estadiamento<sup>3</sup> para identificar o diâmetro do tumor, e conseqüentemente, recomendar os tipos de tratamentos em virtude das características volumétricas da neoplasia<sup>4</sup>. Para o início dos tratamentos, estes estadiamentos são realizados com auxílio de imagens ou por meio de biopsia, para apontar o procedimento que deve ser executado seja por processo cirúrgico convencional ou pouco invasivo.

## 1.2. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA E MOTIVAÇÃO

Atualmente, o Carcinoma Hepatocelular (CHC) pode-se desenvolver no fígado em virtude da ingestão de bebidas alcoólicas. Além disso, se o indivíduo estiver infectado com vírus da hepatite B (VHB) e hepatite C (VHC) ou ambos, o efeito em conjunto com álcool pode aumentar muito a capacidade de adquirir o câncer [5]. O CHC é uma neoplasia epitelial derivada dos hepatócitos<sup>5</sup>, considerado um tumor primário do fígado. Pode-se apresentar como uma massa unifocal grande ou nódulos multifocais distribuídos por toda região contaminada do fígado. No Brasil tem poucas informações sobre este tipo de câncer, contudo, na Ásia, Japão e África existe uma alta incidência. Estas células com câncer podem causar o aumento do volume do fígado. Quando a ocorrência destes tumores não é tratada pode haver a

---

<sup>3</sup> **Estadiamento:** Processo para avaliar a extensão do câncer no local.

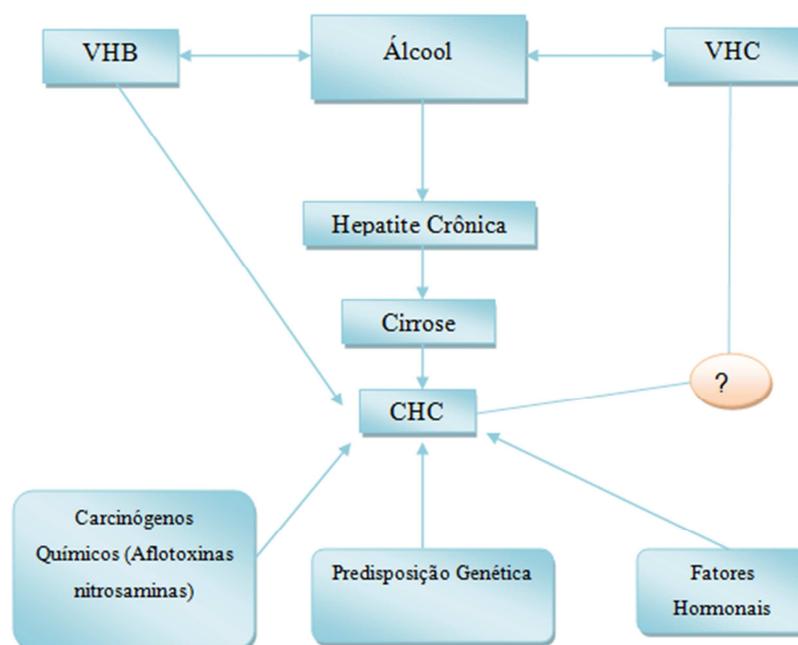
<sup>4</sup> **Neoplasia:** processo patológico que resulta no desenvolvimento de uma neoplasma; neoformação de uma célula.

<sup>5</sup> **Hepatócitos:** São células hepáticas de formato poliédrico e medem de 20-30µm.

metástase invadindo a veia da porta<sup>6</sup> e, como consequência a oclusão<sup>7</sup> da circulação sanguínea até o coração [6].

O CHC tem a coloração diferenciada com a tonalidade mais pálida em relação às outras substâncias hepáticas e quando compostos de hepatócitos<sup>8</sup> pode adquirir a cor verde e até ser capazes de secretar a bile [6].

As doenças que interferem na síntese do DNA, como a cirrose e a infecção por vírus da hepatite B e C, (VHB e VHC), podem desencadear o CHC. Além disso, a ingestão de Aflotoxinas<sup>9</sup> B1 produzida pelo *Aspergillusflavus*<sup>10</sup> que contaminam os grãos de amendoim/cereais realizam ligação covalente com DNA, causando mutações em proto-oncogenes ou genes supressores<sup>11</sup> de tumor [6]. Na Figura 1 encontram-se as possibilidades de adquirir o câncer.



**Figura 1** - Fatores Etiológicos<sup>12</sup> do CHC. Neste diagrama são mostradas 6 possibilidades de adquirir o CHC. Este cenário de possibilidades suscita preocupações em realizar procedimentos precisos para o combate deste tumor. O símbolo laranja representa uma causa desconhecida. Fonte adaptada da referência [7].

<sup>6</sup> **Veia da porta (veia porta):** vaso sanguíneo que conduz o sangue desoxigenado dos órgãos digestivos e do baço para o fígado.

<sup>7</sup> **Oclusão:** ação de impedir o fluxo natural do sangue com um bloqueio proposital.

<sup>8</sup> **Hepatócitos:** células constantes do fígado que tem a função de sintetizar proteínas que são usadas para exportação e manutenção de suas funções.

<sup>9</sup> **Aflotoxinas:** substâncias químicas tóxicas liberadas por fungos, o tipo B1 causa o câncer de fígado.

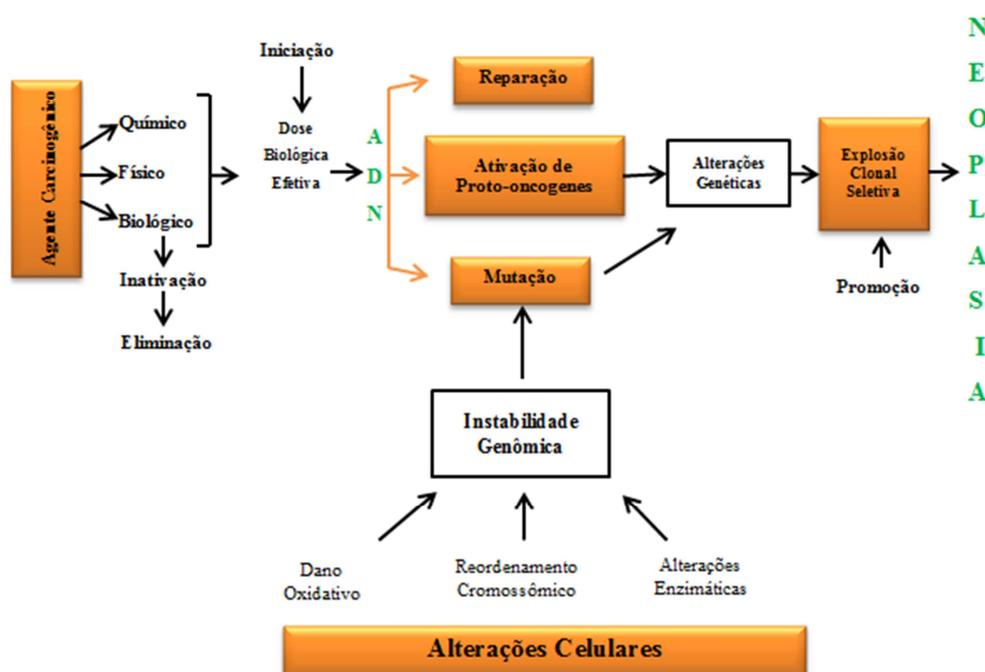
<sup>10</sup> **Aspergillusflavus:** Fungo característico do amendoim.

<sup>11</sup> **Proto-oncogenes ou genes supressores de tumor:** codificam proteínas importantes para síntese celular. Inibi a formação de tumores.

<sup>12</sup> **Etiológicos:** agente causador de uma doença; podendo ser vírus, bactérias, protozoários entre outros microrganismos.

As pessoas que possuem a doença podem apresentar: dor abdominal na parte superior com irradiação para os ombros, ter perda de apetite, febre e até diarreia. Quando o estágio está bastante avançado podem ocorrer rupturas espontâneas do tumor em 4% dos casos, causando a morte do indivíduo que possui o CHC [6].

O câncer pode surgir de diferentes formas, ou seja, pelas formas mencionadas anteriormente ou pela indução devido à ação de agentes carcinogênicos: químicos, físicos ou biológicos. Nestes casos, verificam-se alterações celulares mutagênicas<sup>13</sup> e não mutagênicas ou epigenéticas<sup>14</sup> [8]. A Figura 2 descreve com se dá o processo.



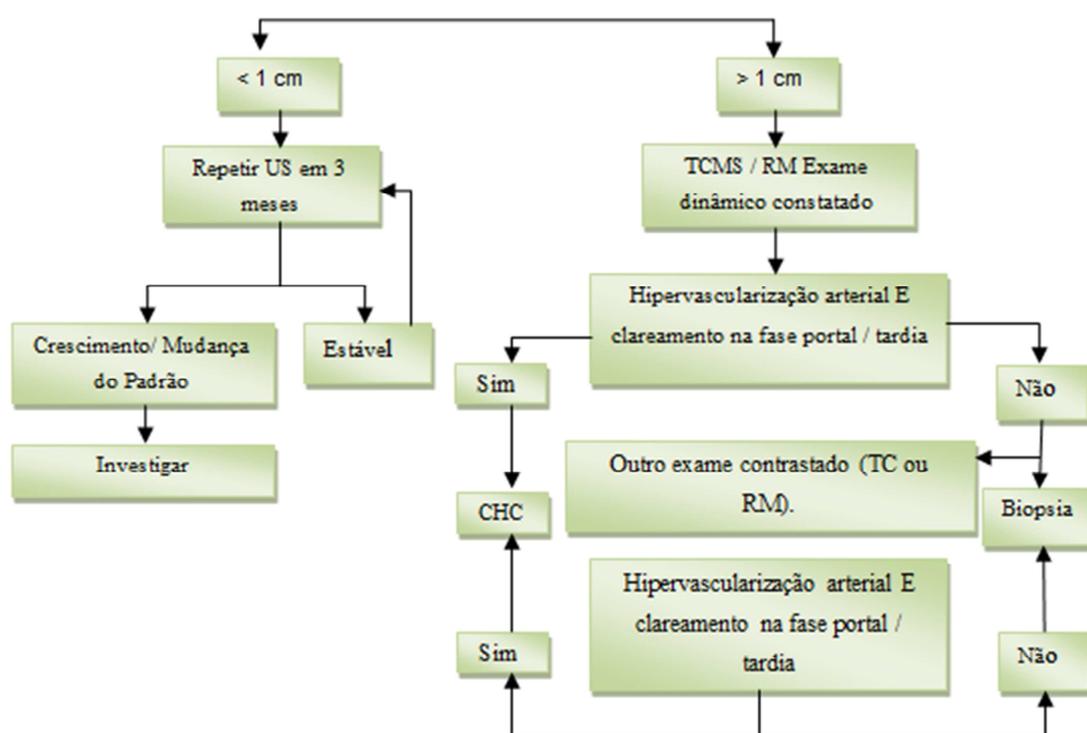
**Figura 2** - Explicação esquemática das alterações celulares. Este diagrama mostra as possibilidades de alteração gênica que tem como consequência a ocorrência do câncer ou neoplasia. Os tumores malignos menores que 1 cm são difíceis de serem detectados pelos métodos de diagnósticos atuais. Contudo, para um tumor alcançar este tamanho pode levar alguns anos [8]. Fonte adaptada da referência [8].

<sup>13</sup> **Mutagênicas:** Ações causadas por fatores físicos ou químicos que podem destruir a cadeia de DNA, que na maioria dos casos podem causar a morte celular.

<sup>14</sup> **Epigenéticas:** Modificações do genoma que podem ser herdadas por gerações.

### 1.2.1. Diagnóstico da doença

Para diagnosticar esta anomalia é necessário utilizar recursos como ultrassom<sup>15</sup>(US), ultrassonografia<sup>16</sup> ou tomografia computadorizada (TC) [9, 10]. Quando alguns destes métodos de detecção do tumor por meio de imagens falham em detrimento a nódulos hipervascularizados<sup>17</sup> ou hipovascularizados<sup>18</sup>, o processo de biopsia hepática é uma alternativa para diagnosticar o CHC. O fluxograma descrito na Figura 3 mostra como identificar o CHC após a biopsia ou método de detecção por imagem [5].



**Figura 3** - Diagnóstico após a realização da biopsia. O fluxograma mostra que, em tumores menores que 1 cm, é preciso repetir a ultrassonografia para acompanhar o desenvolvimento do tumor. Neste caso é verificado se a situação permanece estável. Caso contrário, realizar outros tipos de exames guiados por imagens, se o tumor permanecer crescendo e for maior que 1 cm é necessário verificar a Hipervascularização arterial e o clareamento na fase portal/tardia, neste caso, se o diagnóstico for positivo o laudo constará que a pessoa possui CHC. Fonte adaptada da referência [5].

<sup>15</sup>**Ultrassom:** ondas sonoras especiais utilizadas no processo de exame de órgãos internos.

<sup>16</sup>**Ultrassonografia:** método de produção de imagens que utilizam ondas sonoras para visualização das estruturas internas do corpo humano.

<sup>17</sup>**Hipervascularizados:** Aumento ou quantidade anormal de vasos sanguíneos.

<sup>18</sup>**Hipovascularizados:** Pequenos vasos sanguíneos.

## 1.2.2. Terapia contra a doença

No combate a este tipo de patologia, existem tratamentos cirúrgicos e cirúrgicos pouco invasivos, de modo que, as terapias cirúrgicas pouco invasivas destacam-se: a percutaneous ethanol injection (PEI) [11], a Ablação por Radiofrequência (ARF) [12] e a Transarterial Chemoebolization (TACE) [7]. As cirurgias são o transplante de fígado [13] e a ressecção, ambas em casos de tumores maiores que 3 cm.

### 1.2.2.1. Tratamentos cirúrgicos

O recurso de ressecção cirúrgica [14], não pode ser utilizado quando o tumor está próximo a estruturas vasculares importantes, devido a riscos de hemorragia [15]. Alguns médicos, apesar de não existir problemas em terapias com a ressecção cirúrgica, ainda fazem a opção pelo uso de ARF combinada [2].

Geralmente, algumas ressecções cirúrgicas podem ser feitas por eletrobisturis, com frequência do sinal modulante de 500 kHz e modulado por uma frequência de 30 kHz [16]. No processo de queima ocorre à desnaturação<sup>19</sup> do tecido, devido ao calor gerado na região, decorrente da agitação dos íons em solução aquosa. Neste tipo de ressecção é necessário ter controle, para evitar a rápida carbonização do tecido, que dificulta a passagem de corrente elétrica, interrompendo a ressecção do tecido cancerígeno [16].

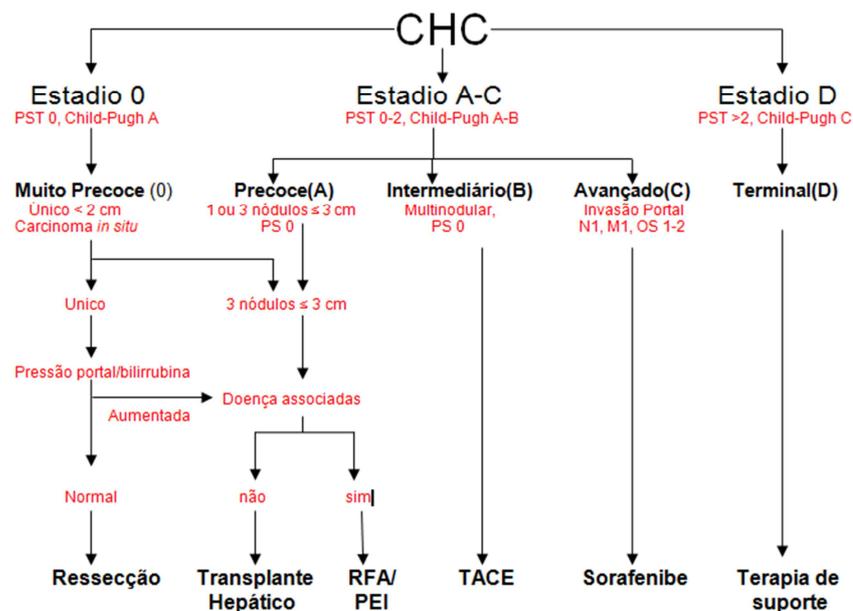
O transplante de fígado é uma terapia recomendada para o tratamento do CHC. Em 1996, após um seminário realizado por Mazzaferro e outros estudantes, esta técnica se tornou o maior sucesso no tratamento contra o câncer. Contudo, após o transplante, entre 8% a 20% dos casos, têm a recorrência do tumor [15]. Estudos em grandes Multicentros Internacionais apontam que a recorrência do tumor é decorrente do aumento de metástases ocultas durante meses e anos, após o transplante, devido ao enxerto destas células com CHC no organismo. Este fator de risco possibilita a metástase nos ossos ou em outros órgãos do corpo [15].

---

<sup>19</sup> **Desnaturação:** perda de água na célula após o processo de ablação.

### 1.2.2.2. Tratamentos cirúrgicos pouco invasivos

Para mapear o tipo de tratamento adequado de acordo o tamanho do CHC, em 1999, um grupo em Barcelona, baseados em trabalhos de metanálises, formulou o sistema de estadiamento *Barcelona Clinic Liver Cancer* (BCLC) [5]. Para validar este trabalho, a equipe de pesquisa usou um grupo de pacientes americanos e verificou que este método de estadiamento é uma das melhores técnicas utilizadas [5]. Por sua vez, a metodologia atualmente faz parte das recomendações do Ministério da Saúde conforme a Portaria N° 602, de 26 de junho de 2012. A Figura 4 mostra os passos para escolha do tratamento tendo como base o estadiamento BCLC.



**Figura 4** - Seleção do tipo de terapia para tratamento do tumor. Esta diagramação aponta o tipo de tratamento de acordo com o tipo de Estadiamento. Para o projeto é interessante conforme ilustrado, identificar que em nódulos menores ou igual a 3 cm ou quantitativo de até 3 nódulos, é recomendado a aplicação da ARF ou PEI. Fonte adaptada da referência [2]

As terapias ablativas percutâneas como PEI e ARF, foram consideradas e recomendadas como terapias de primeira linha para pacientes classificados como *BCLC* 0 e A [5]. Nos casos de transplantes de fígado, para aumentar o número de doadores, “o uso de terapias locais para controle de tumor” juntamente com as políticas de prioridades são

mecanismos para aumentar o tempo de sobrevivência dos pacientes [5].

A terapia ARF permite ablação térmica de lesão tumoral [7]. Além disso, a ARF pode ser considerada igualmente efetiva a ressecção cirúrgica em pacientes estágio (0 e A) [7]. Contudo, a ARF possui limitações em relação a tumores maiores que 3 cm e em nódulos próximos a grandes vasos devido ao alto fluxo sanguíneo que pode resfriar o eletrodo [7].

Além dos tratamentos mencionados, também são utilizados, a Crioablação que provoca a queima local do tumor por congelamento, a Ablação por micro-ondas de alta intensidade, *High Intensity Focused Ultrasound* (HIFU) que possui o processo parecido com a Ablação por Radiofrequência (ARF), no entanto, em frequências em torno de 2450 MHz; e a Ablação a laser, cujos feixes são confinados por meio de fibra óptica até o local da aplicação. Os custos destes tratamentos estão ilustrados na Tabela 1 [17].

**Tabela 1** - Custo das tecnologias fabricadas internacionalmente, utilizadas para o tratamento de câncer de fígado. Fonte adaptada da referência [17].

Tipo	Custo do Equipamento (USD)	Custo por seção/eletrodo (USD)
Crioablação	< 190,000.00	3,750.00 (agulha)
Laser	30,000.00 a 75,000.00	3,000.00 (seção)
Micro-ondas	65,000.00	-
Radiofrequência	25,000.00	800.00 a 1,200.00 (eletrodo)

### 1.3. OBJETIVOS

#### 1.3.1. Objetivos Gerais

O presente trabalho consiste no desenvolvimento e avaliação de um Equipamento Médico Assistencial (EMA) monopolar ablativo de acordo com os requisitos da Norma ABNT NBR IEC 60601-1-2 (2013), com uso de Alta Frequência (AF)<sup>20</sup> em 400 kHz e potência máxima de 50 W *Root Mean Square* (RMS), para tratamento de Carcinoma Hepatocellular (CHC). Além disso, serão efetuadas análises de desempenho e estabilidade dos

<sup>20</sup> **Alta Frequência:** A norma ABNT NBR IEC 60601-2-2, (2013) defini este conceito quando as frequência utilizadas para ablação são superiores a 200Khz.

circuitos que constituem o EMA.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver a placa de geração de radiofrequência;
- Desenvolver a placa de controle de potência;
- Desenvolver circuitos de medidas de tensão, corrente e temperatura;
- Modelar os circuitos usando o Método Fenomenológico (MF);
- Realizar a Identificação de Sistemas (IS);
- Analisar o desempenho e a estabilidade do EMA;
- Realizar ensaios de exatidão do ajuste de controle de saída;
- Realizar ensaios de monotonicidade do ajuste de controle de saída;
- Avaliar a qualidade do sinal de saída;
- Avaliar os resultados de cada modelagem;
- Avaliar o processo de queima em chuchu;
- Avaliar o processo de queima usando fígado suíno;

## 1.4. ESTRUTURA DO TRABALHO

O presente trabalho é composto por 6 capítulos, organizados de forma a imprimir uma sequência lógica interpretativa acerca do problema apresentado que resultou em uma solução, respaldada por princípios técnicos e científicos para o desenvolvimento de um Equipamento Médico Assistencial (EMA). Cada capítulo terá uma introdução do assunto que será abordado e conclusão das lições apreendidas para a construção do abrador hepático por radiofrequência.

O Capítulo 1 irá abordar o cenário político e científico que, em desenvolvimentos de produtos eletromédicos assistenciais, precisa ser explorado. Neste cenário foi apontado a motivação do projeto, as características básicas para construção do equipamento, o processo de formação CHC, os diagnósticos e as técnicas de estadiamento para selecionar o tipo de

tratamento cirúrgico ou cirúrgico pouco invasivo. Sendo que, estes procedimentos cirúrgicos pouco invasivos envolvem custos que devem ser superados com a construção de um produto nacional.

No Capítulo 2 serão referenciados estudos que contribuíram para consolidação do protótipo. Este processo foi possível com base no conhecimento das teorias no campo da medicina e da engenharia eletrônica, pautadas em livros técnicos e artigos científicos. O estado da arte referente aos equipamentos médicos internacionais, possibilitou identificar algumas melhorias e redução de custos do EMA desenvolvido nacionalmente, que por sua vez, irá auxiliar os médicos na execução dos procedimentos cirúrgicos com maior precisão e segurança, resguardando os pacientes dos riscos oriundos de queimaduras que consequentemente pode causar morte. A segurança do paciente depende das condições que o equipamento precisa ter em cumprimento as normas brasileiras, que são requisitos para autorização da ANVISA no que tange a comercialização destes produtos.

No Capítulo 3 serão descritos os procedimentos para construção do EMA. Neste processo são descritos as funcionalidades de cada circuito eletrônico, que compõem o equipamento e como foram construídos e analisados atendendo aos critérios teóricos acadêmicos e normativos de acordo com ABNT NBR IEC 60601-2-2, (2013) que se trata de Equipamentos eletromédicos, Parte 2-2: Requisitos particulares para a segurança básica e desempenho essencial de equipamentos cirúrgicos de alta frequência e acessórios cirúrgicos de alta frequência.

O Capítulo 4 descreve os materiais utilizados e a metodologia de elaboração dos ensaios, em consonância com a Norma ABNT NBR IEC – 60601-2-2, (2013) e a avaliação de desempenho e estabilidade, usando técnicas de Modelagem Fenomenológicas (MF) e Identificação do Sistema (IS), dos circuitos que fazem parte da arquitetura do Equipamento Médico Assistencial (EMA).

O Capítulo 5 apresentará os resultados e discussões do desempenho e estabilidade dos circuitos tendo como base as Modelagens Fenomenológicas (MF) e Identificação do Sistema (IS) por meio de estimativas usando os sinais: degrau, rampa, parábola e senoidal. Complementar a estas análises foram realizados experimentos relativos aos ensaios de funcionamento do equipamento, em consonância com a Norma ABNT NBR IEC – 60601-2-2, (2013). Finalizando com avaliação de queimas realizadas em chuchu e fígado.

No Capítulo 6 a conclusão deste trabalho irá mostrar a eficiência e a confiabilidade do equipamento, que norteará as próximas etapas que precisam ser consideradas para a inserção deste produto no mercado.

Nos Anexos terão imagens dos esquemas elétricos e das placas de circuito impresso que compõem o Equipamento Médico Assistencial.

## 1.5. PRODUÇÃO DE ARTIGOS

### Artigo Revisado (Aguardando o Aceite)

**Título:** *Development of Radiofrequency Ablation Device for Surgical Hepatocellular Carcinoma Treatment in Agreement with Brazilian Standards.*

**Autores:** Gilvanson Costa Cavalcante, Flávio Ferreira Lima, Murilo Venturin, Ricardo Pezzuol Jacobi, Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa.

**Revista:** *Research Biomedical Engineering.*

**Data de submissão:** 27/10/2017.

### Artigo Submetido (fase de revisão)

**Título:** Análise dos Benefícios da Radiofrequência em Pacientes com Hepatocarcinoma.

**Autores:** Gilvanson Costa Cavalcante, Diana C. Montilla Pergaz, Suélia Rodrigues Fleury Rosa, Ricardo Pezzuol Jacob, João Yoshiyuki Ishijara.

**Revista:** Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde.

**Data de submissão:** 31/01/2017.

### Previsão de novos artigos

Artigo 1:

**Título proposto:** Identification and Mathematical Modeling of the Radiofrequency Circuit used to Hepatic Ablation

**Autores:** Gilvanson Costa Cavalcante, Luciana Alves, Flávio Ferreira Lima, Ricardo Jacobi, Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa.

**Resumo:** Neste trabalho serão modelados fenomenologicamente os circuitos eletrônicos do equipamento médico assistencial-EMA, SOFIA, correspondentes ao caminho direto representado pelo gerador de RF em conjunto com o caminho de realimentação, representado pelos circuitos de medida. Adicionalmente, esta Função de Transferência será comparada com as Funções de Transferências obtidas por identificação de sistemas (IS) para verificar o grau de correlação entre elas.

**Revista alvo:** IEEE Transactions on Control Systems Technology

Artigo 2:

**Título proposto:** Correlation of the theoretical model with the output filter data of the Medical Assistance Equipment

**Autores:** Gilvanson Costa Cavalcante, Luciana Alves, Flávio Ferreira Lima, Ricardo Jacobi, Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa.

**Resumo:** Será modelado o filtro de saída do equipamento associado com uma carga variante, que representa a mudança de impedância do fígado com o decorrer da ablação. Com a função de transferência resultante será simulado a resposta em frequência e fase mediante as mudanças dos valores de impedância, além da análise do comportamento da resposta de saída do filtro em virtude de uma entrada degrau. Estes resultados serão confrontados com os dados obtidos pelo funcionamento do equipamento com as mesmas variações.

**Revista alvo:** IEEE Transactions on Control Systems Technology

# CAPÍTULO 2

---

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo, serão abordados os estudos que possibilitaram o desenvolvimento de um Equipamento Médico Assistencial – EMA. Para tal, o comportamento do fígado (impedância) deve ser analisado, diante da aplicação das componentes elétricas de tensão, corrente e potência, por meio da técnica ARF. Essa análise permitirá identificar as topologias de circuitos adequadas ao desenvolvimento do equipamento.

Adicionalmente, a norma alvo deste trabalho será tratada, permitindo compreender os ensaios técnicos de exatidão, monotonicidade e de distorção do sinal de saída do equipamento, haja vista que, sem estes procedimentos iniciais a, ANVISA não autoriza a inserção de EMA no mercado brasileiro. Do mesmo modo serão apontados os estudos de modelagem utilizando métodos fenomenológicos (MF) e de identificação de sistemas (IS) (estimativas por meio de sinais de testes). Estas modelagens definem de forma determinística a padronização e o entendimento dos circuitos analógicos, evitando métodos empíricos.

Por fim, o estado da arte das características de um EMA é delineado, visando o entendimento técnico, científico e mercadológico.

### 2.2. CONTEXTOS NORMATIVOS

Geralmente, em um trabalho científico, faz-se necessário contemplar o rigor da construção metodológica para o desenvolvimento de um equipamento. No entanto, isso não garante que tal equipamento, tenha requisitos para torna-se um produto certificado pelos órgãos reguladores e comercializado no Brasil. Portanto, de maneira a atender estas duas

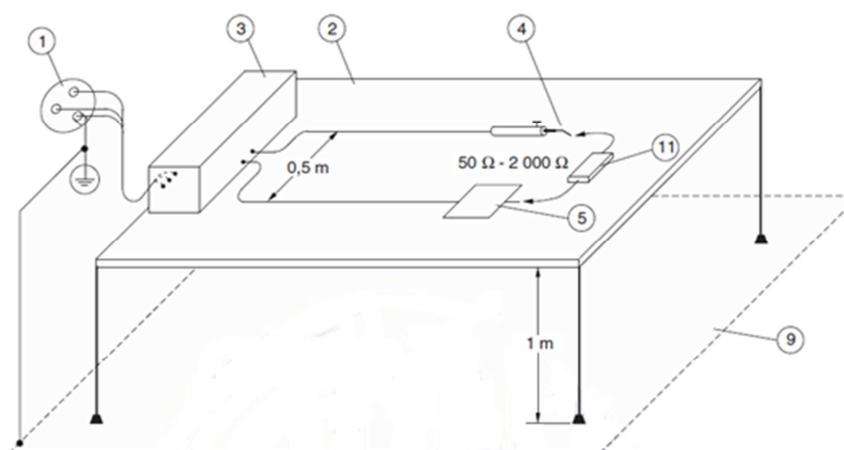
linhas de atuações nessa dissertação são pertinentes atender os critérios da ANVISA, ou seja, as Normas que são consideradas para o desenvolvimento de um EMA, listadas a seguir:

- NBR IEC 60601-1-1:2010, Versão Corrigida: 2013 – Equipamento eletromédico. Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial;
- ABNT NBR IEC 60601-1-2:2010, Versão Corrigida: 2013 - Equipamento eletromédico. Parte 1-2: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial - Norma colateral: Compatibilidade eletromagnética - Requisitos e ensaios;
- NBR IEC 60601-1-8:2014 - Equipamento eletromédico. Parte 1-8: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial - Norma colateral: Requisitos gerais, ensaios e diretrizes para sistemas de alarme em equipamentos e sistemas eletromédico;
- NBR IEC 60601-2-2:2013 - Equipamento eletromédico. Parte 2-2: Requisitos particulares para a segurança básica e desempenho essencial de equipamentos cirúrgicos de alta frequência e acessórios cirúrgicos de alta frequência;
- RDC nº 16/2013 - Regulamento Técnico MERCOSUL de Boas Práticas de Fabricação de Produtos Médicos e Produtos para Diagnóstico de Uso In Vitro;
- RDC nº 185/2001 - Manual do Usuário da Resolução – Orientações sobre registro, cadastramento, alteração, revalidação e cancelamento do registro de produtos. Gerência-Geral de Tecnologia de Produtos para Saúde.

Das Normas listadas, esse trabalho focou em atender os requisitos delineados pela ABNT NBR IEC 60601-2-2, (2013). Esta Norma foi elaborada por um comitê Brasileiro de Odonto-Médico-Hospitalar (ABNT/CB-S26), na comissão de Estudos de Equipamento Eletromédico (CE-26.02.02). O objetivo é avaliar os requisitos técnicos de segurança básica dos pacientes e dos médicos, além do desempenho essencial de equipamento e acessórios cirúrgicos em alta frequência. Assim, faz-se necessário o entendimento dos seguintes conceitos:

- Tensão declarada do acessório: é a magnitude da tensão máxima de saída de pico fornecida a um acessório monopolar conectado a um paciente;
- Carga declarada: “valor da resistência de carga não reativa”. Neste caso, as cargas precisam ter no mínimo a dissipação de 50% da potência aplicada, com componente de impedância de no máximo 3% de forma que a impedância de fase não exceda a 8,5 graus. Além disto, este conceito só é valido se nesta carga o equipamento fornecer a potência máxima.
- Potência declarada de saída: “para cada modo cirúrgico de AF (Alta frequência)”, cuja potência em Watts deve ser ajustada para o valor de saída máximo em todos os terminais ativos do equipamento eletrocirúrgico para as respectivas cargas declaradas;

Diante dos conceitos apresentados sobre Tensão declarada do acessório, Carga declarada e Potência declarada de saída, fatores importantes devem ser observados na realização dos ensaios no equipamento de acordo com a Norma ABNT – IEC 60601-2-2(2013), conforme ilustra a Figura 5. Todo aparato deve ser montado com a preocupação de evitar interferências externas no processo de medição.



**Figura 5** - Para a bancada de testes são necessários os seguintes itens para realização dos ensaios: 1 – tomada elétrica com três terminais, fase, neutro e terra; 2 – altura de 1 metro em relação ao solo; 3 – disposição do equipamento eletrocirúrgico; 4 - eletrodo ativo; 5 - eletrodo neutro; 9 - plano condutor aterrado no terra da tomada elétrica; e 11 - as cargas necessárias para

realização das medidas conforme estabelecidas pela Norma. Fonte extraída da Norma ABNT-IEC 60601-2-2 (2013).

Adicionalmente, a norma traz recomendações de ensaios do Equipamento Médico Assistencial. Dentre estes se destacam três ensaios:

- Teste de exatidão do ajuste de controle de saída: durante o desenvolvimento de um equipamento é definida uma potência declarada de saída. A potência máxima de saída não pode exceder a 10% da potência definida no desenvolvimento e nem 20% da potência de ajuste de controle. Para avaliar este comportamento é plotado uma curva da potência declarada em função do ajuste de controle de saída, para uma carga declarada no projeto, entre os limites de 100Ω a 2000Ω. A curva precisa ser avaliada com a potência máxima e a metade da potência [4].
- Teste de Monotonicidade do ajuste de controle da saída: a potência de saída não pode aumentar com a redução do ajuste do controle de saída. O ajuste é avaliado em no mínimo 5 pontos resistivos com os valores de 100Ω, 200Ω, 500Ω, 1000Ω, 2000Ω e a carga declarada [4].

Por último, o Teste de Avaliação da Qualidade do sinal de saída por meio do Fator de Crista (FC), permite avaliar a qualidade do sinal de saída, garantindo maior eficiência da queima [18]. Os primeiros estudos utilizando este conceito foram realizados em 1974, por Peter Richman [19], na avaliação dos sinais de saída de retificadores de tensão com filtros capacitivos. Por definição o cálculo pode ser realizado conforme a Equação (1).

$$FC = \frac{I_p}{I_{RMS}}, \quad (1)$$

sendo  $I_p$ , corrente de pico e  $I_{RMS}$ , corrente RMS. Considerando que a impedância para avaliação é a mesma, dado que as tensões estão sendo aplicadas em um mesmo ponto do fígado, pode-se fazer a seguinte consideração:

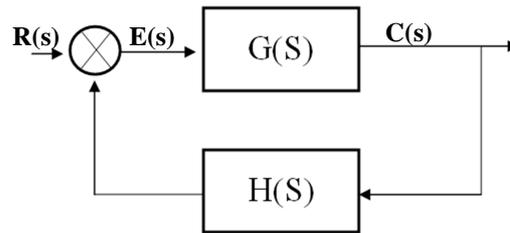
$$FC = \frac{V_P}{V_{RMS}} = \frac{ZI_P}{ZI_{RMS}} = \frac{I_P}{I_{RMS}}, \quad (2)$$

de modo que  $V_p$  significa tensão de pico,  $V_{RMS}$  tensão RMS e  $Z$  valor de impedância do fígado. Portanto, para avaliar a qualidade do sinal senoidal basta medir a tensão de pico ( $V_p$ ) e a tensão RMS ( $V_{RMS}$ ) utilizando um osciloscópio, em seguida, calcula-se a razão entre estas grandezas. Obtendo-se um valor exato de  $\sqrt{2}$ , implica-se que o sinal de saída é uma onda senoidal sem distorção. O formato da onda senoidal evita o surgimento de faísca que pode causar eletroestimulação e queimaduras a nível DC [20], devido a estas questões para realização da ablação, o sinal precisa manter este formato.

Os sinais com formatos distintos da onda senoidal pura que por ventura apresentar na saída do equipamento analisado, oriundos de erros no projeto ou funcionamento inadequado, possui um valor de FC característico e diferente da  $\sqrt{2}$ . Sabendo-se deste detalhe é possível avaliar se a onda no formato senoidal contém pequenas distorções com base na variação numérica deste parâmetro.

### 2.3. TEORIA DE CONTROLE

No planejamento da construção de um equipamento é necessário caracterizar as partes principais, ou seja, levantar seu comportamento em fase da operação, de maneira a garantir a resposta desejada do sistema, segurança ao paciente e facilitar sua produção, utilizando metodologias de controle. Para tal, é fundamental obter a planta ( $G(s)$ ) em malha aberta dos circuitos que representam o caminho direto e o caminho de realimentação ( $H(s)$ ), que conseqüentemente tem a função de gerar a radiofrequência e as medidas tanto de tensão como de corrente. Na Figura 6, está representado o diagrama em malha fechada de um sistema de controle. Para obter as informações em malha aberta é necessário desconectar o ramo de realimentação do somador.



**Figura 6** - Esta Figura representa o diagrama simplificado da planta e o caminho de realimentação. Em malha aberta o caminho de realimentação é desconectado do somador na entrada da planta.

O sucesso do controle depende da avaliação dos critérios de desempenho e estabilidade mediante a localização dos pólos [21]. Portanto, para este propósito serão utilizadas modelagens fenomenológicas (MF) e estimativas de modelos por meio de sinais de testes na entrada do sistema, utilizando funções degrau, rampa, parábola e senoidal para identificação do sistema (IS).

### 2.3.1. Análise de desempenho e estabilidade

Para realizar a análise de desempenho do sistema de segunda ordem, existem dois parâmetros principais para iniciar a análise, o fator de amortecimento ( $\xi$ ) e a frequência natural não amortecida ( $\omega_n$ ). Estes parâmetros definem a curva de resposta do sistema. Complementarmente, o sistema de segunda ordem é classificado em quatro categorias, de acordo com o valor do  $\xi$ , sistema subamortecido para  $0 < \xi < 1$ , sistema sem amortecimento,  $\xi = 0$ , sistema sobreamortecido,  $\xi = 1$ , e sistema superamortecido onde  $\xi > 1$ . De acordo com a classificação do sistema é possível determinar outros parâmetros de desempenho, tais como o Tempo de pico, Máximo sobressinal, Tempo de acomodação, Tempo de subida e Tempo de atraso [21, 22, 23], que serão descritos a seguir [22]:

- Tempo de pico: o tempo em que a resposta leva para atingir o primeiro pico do sobressinal [22];

$$T_P = \frac{\pi}{\omega_n \sqrt{1 - \xi^2}}, \quad (3)$$

- máximo sobressinal: valor máximo da curva de resposta medido a partir da amplitude unitária [22];

$$M_P = 100e^{-\pi \left( \frac{\xi}{\sqrt{1 - \xi^2}} \right)}, \quad (4)$$

- tempo de acomodação 2%: tempo necessário para que a curva de resposta leve para atingir 2% do valor final em regime permanente [22];

$$T_S = \frac{4}{\xi \omega_n}, \quad (5)$$

- tempo de acomodação 5%: tempo necessário para que a curva de resposta atinja 5% do valor final em regime permanente [22];

$$T_S = \frac{3}{\xi \omega_n}, \quad (6)$$

- tempo de subida ( $T_r$ ): este tempo não pode ser definido de forma analítica [23], desta forma, é possível obter considerando a diferença dos instantes de tempo quando a amplitude da curva de resposta unitária estiver entre 10% e 90% [22, 23].
- Tempo de atraso ( $T_d$ ): é o tempo necessário para a curva de resposta atingir a metade da amplitude do sinal unitário [22].

Com a especificação destes parâmetros citados, “quando a resposta a uma entrada degrau é conhecida, é possível calcular matematicamente a resposta a qualquer tipo de sinal de entrada [22]. A estabilidade do sistema é avaliada conforme a localização dos pólos nos planos “s” ou “Z”, respectivamente no domínio contínuo ou discreto.

No domínio contínuo, se os pólos estiverem localizados no lado esquerdo do eixo complexo no plano cartesiano, o sistema é estável, podendo ser subamortecido, criticamente amortecido ou superamortecido. Caso os pólos estejam posicionados sobre o eixo complexo, ou seja, curva de resposta não amortecida, o sinal é oscilatório e se os pólos estiverem ao lado

direito do eixo complexo, o sistema é instável [23].

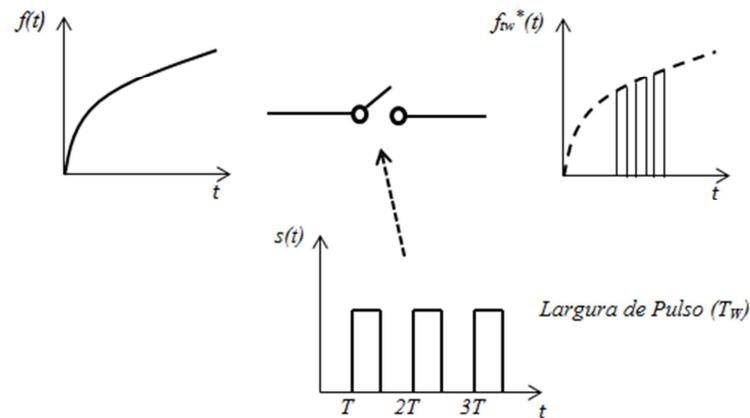
No domínio discreto, a região para análise dos pólos é uma circunferência de raio 1. Quando os pólos estão localizados no interior deste círculo, o sistema é estável. De outra maneira, se os pólos estiverem localizados nos contornos da circunferência, o sistema é oscilatório. Por fim, se os pólos estiverem fora da circunferência o sistema é instável [23].

## 2.4. MODELAGENS

### 2.4.1. Modelagem Fenomenológica

A modelagem fenomenológica é efetuada por meio da extração de modelos matemáticos dos circuitos eletrônicos utilizando conceitos físicos e matemáticos, como, as leis das tensões e corrente de Kirchhoff em conjunto com a transformada de Laplace [24]. Devido o conhecimento prévio do circuito o qual está sendo analisado, esta modelagem é conhecida como modelagem em caixa branca [25].

O processo de modelagem de circuitos analógicos pode ser analisado no domínio contínuo, utilizando a Transformada de Laplace, ou no domínio discreto por meio da Transformada Z. Após a discretização dos sinais, a largura de cada pulso de amostragem não pode ocorrer em intervalos de tempo que tendam a zero [23]. Neste caso, é utilizado um modelamento teórico de computadores digitais e conversores ADC/DAC que são consecutivamente amostradores e seguradores de ordem zero, *Zero-Order Hold* (Zoh). A Figura 7 ilustra a ideia básica deste modelo.



**Figura 7** - Esta imagem ilustra o princípio de modelamento matemático para discretização do sinal. A chave pode ser representada pela função  $s(t)$ , desta forma, quando é feita a convolução entre as funções  $f(t)$  e a  $s(t)$ , resulta em  $f_{tw}^*(t)$ . Esta função resultante é base do modelamento digital. Fonte adaptada da referência [23].

O processo inicia-se modelando o amostrador representado como conversor ADC. Para fazer o modelamento, a Equação (7) descreve o processo mostrado na Figura 7.

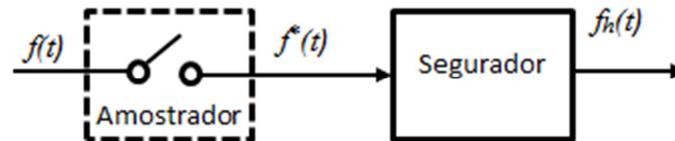
$$f_{tw}^*(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} f(t)s(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} f(t)[u(t - kT) - u(t - kT - Tw)], \quad (7)$$

em teoria, poderia calcular a transformada de Laplace da Equação pelo fato da função ser discreta continua (3), contudo, seria um processo muito difícil, a melhor forma é fazer uma aproximação considerando a largura de pulso mais estreita possível, podendo-se igualar  $t = kT$ , tornando  $f(t)$  uma constante, assim, calculando a transformada de Laplace da única função em  $t$ , que neste caso é a função  $s(t)$  representada pelas diferenças entre as funções degraus deslocadas, obtém-se a Equação (8), referente ao amostrador ideal no domínio do tempo, desde que  $Tw = 1$  [23].

$$f_{tw}^*(t) = T_w \sum_{k=-\infty}^{\infty} f(kT)\delta(t - kT), \quad (8)$$

para finalizar a modelagem do computador digital, o próximo passo é modelar o segurador

que representa o conversor DAC, dando continuidade ao Amostrador. A Figura 8 ilustra o diagrama final do processo de amostragem até o Zoh. Para isto, considera-se que a largura de pulsos é  $T_w = 1$ , desta forma, cria-se uma sequência de funções impulsos delta de Dirac [23]. Além disto, o segurador, que no caso é o conversor DAC, realiza a aproximação em degrau dos impulsos que representam o amostrador na entrada.



**Figura 8** - Considerando a Largura de pulsos,  $T_w = 1$ , obtém-se a função  $f^*(t)$ , que representa uma sequência de funções Delta de Dirac na entrada do segurador. Desta forma, na saída do segurador retira-se uma função degrau aproximada de  $f(t)$ . Fonte modificada da referência [23].

Realizando a transformada de Laplace de  $f_h(t)$  que representa a diferença entre dois degraus unitários, que começa em  $t=0$  e termina em  $t = T$ , obtém-se:

$$f_h(t) = u(t) - u(t-T), \quad G_h = \mathcal{L}[f_h(t)] = \frac{1 - e^{-sT}}{s}, \quad (9)$$

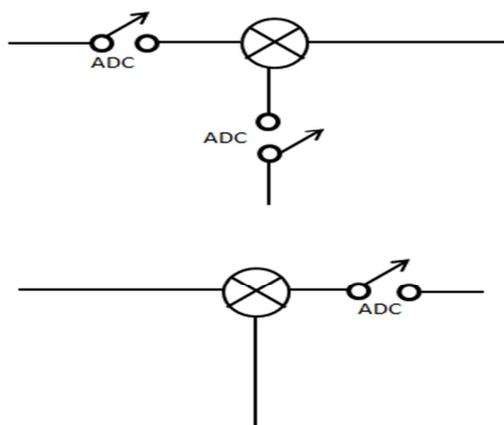
igualando-se  $z = e^{sT}$  que é a base para transformada Z conforme descrito na Equação (10)

$$H(z) = (1 - z^{-1})z \left\{ \frac{H(s)}{s} \right\}, \quad (10)$$

este modelo final da Equação (10) e conhecido como amostrador e segurador de ordem zero (*Zoh*).

Para a simplificação de diagramas de blocos usando a transformada Z é necessário identificar a posição correta para inserir um amostrador fantasma. A inserção de um

amostrador fantasma é factível desde que não mude a natureza do sinal. Nos diagramas de blocos, quando os sinais de dois amostradores são inseridos no somador, pode-se considerar um único amostrador na saída do somador conforme explicado na Figura 9.



**Figura 9** - Nesta figura ilustra o exemplo de configurações de somadores. Quando houver dois sinais oriundos de dois amostradores, pode-se considerar um único amostrador fantasma na saída deste somador. Este processo é importante para fazer a simplificação de diagramas de blocos digitais. Fonte adaptada da referência [23].

#### 2.4.2. Estimativa por sinais de teste

A comunidade acadêmica tem tido bastante interesse em identificação de sistemas [25], porque permitem obter as funções de transferência dos processos por meio de dados dos sinais de saída armazenados em meios digitais em decorrência da aplicação de um sinal de teste na entrada do sistema avaliado [21]. Este tipo de identificação quando se tem um grau de conhecimento a priori é conhecido como modelagem em caixa preta. Caso o projetista não tenha o conhecimento a priori entende-se como modelagem em caixa cinza [25, 21]. Estas estimativas podem ser obtidas usando o Matlab por meio da *Toolbox System Identification* ou da função `tfest()`.

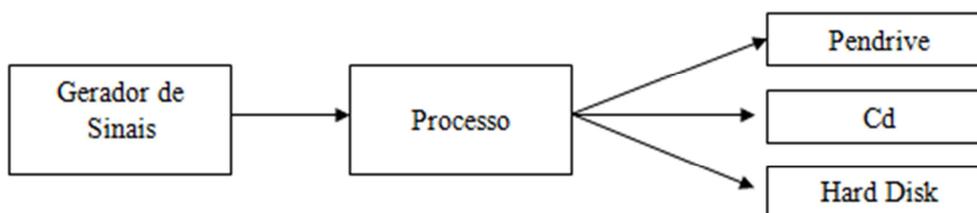
De acordo com Coelho [21], existem 4 maneiras de identificação de sistemas: pelo teste de reposta degrau, pelo teste da resposta em frequência, *off-line* e *on-line*, todos tem

como objetivo obter a função de transferência. Na sequência, tem-se:

1) submete-se uma entrada em degrau, armazenando os dados de saída em algum meio digital para serem analisados por inspeção gráfica utilizando modelos reduzidos de 1° ou 2° ordem. Este tipo de identificação atende somente aos sistemas lineares ou de ordens superiores com comportamento de modelos lineares devido à posição dos polos [21];

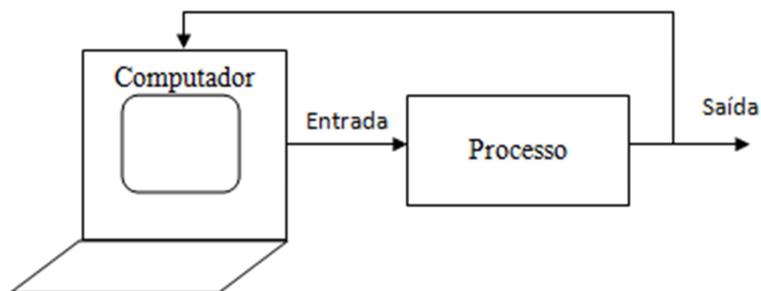
2) é introduzido um sinal senoidal na entrada do equipamento, por meio das curvas de magnitude e fase, verifica-se a identificação da frequência corte, avaliando-se a influência dos pólos e zeros [21];

3) a partir de sinais de entrada adequados ao sistema, coleta-se os dados de saídas armazenando-os em um meio digital para posteriormente ser analisados por algoritmos não recursivos que permitam entradas de parâmetros como: quantidade de pólos e zeros e, quando houver necessidade, o tempo de transporte ou tempo morto, Figura 10 [21].



**Figura 10** - Nesta figura está representado o processo off-line. No gerador são formados os sinais de entrada do processo. Estas informações podem ser armazenadas por meio dos dispositivos digitais ilustrados na figura, com objetivo de obter as funções de transferência do sistema/processo que correspondente a cada sinal de entrada. Fonte adaptada da referência [21].

4) consiste no processo interativo via computador. Desta forma, são inseridos os sinais na entrada do sistema, avaliando os dados de saída de forma recursiva em tempo real. A vantagem desse método de identificação em relação ao *off-line* é a economia de espaço de memória, Figura 11 [21].



**Figura 11** - Nesta figura está representado o processo On-line. O computador envia o sinal de entrada para o processo, que em seguida retorna os dados de saída para o computador, que em tempo real, verifica os dados de entrada e readapta a saída. Fonte adaptada da referência [21].

### 2.4.3. Sistemas de ordem superior

Modelamento de sistemas complexos naturalmente levam a sistemas de altas ordens. Trabalhar com estes sistemas torna o processamento em computadores muito oneroso, além disto, as técnicas existentes para realização de análises de desempenho foram desenvolvidas para sistemas de primeira e segunda ordem [26, 22, 21]. Para fins de controle não é preciso um modelamento exato, basta que este forneça uma aproximação satisfatória [25]. Estes modelamentos podem ser realizados em malha aberta ou fechada [25].

A dinâmica de um processo pode ser linear ou não linear. A identificação desta dinâmica é obtida mudando a amplitude da entrada degrau. Se com a mudança da amplitude o sistema não alterar o seu comportamento oscilatório, este é dito linear [21]. Quando o sistema é linear, existem muitos modelos desenvolvidos para analisar o comportamento do sistema, sendo que em sistemas não lineares, não existe uma teoria geral [25].

A Equação (11) ilustra um modelo paramétrico da dinâmica de um processo comumente utilizado na indústria, denominado também como *First-Order Plus Dead-Time* (FOPDT) [21].

$$G_P(s) = \frac{k}{\tau s + 1} e^{-\theta s}, \quad (11)$$

desde modo, os parâmetros  $\theta$ ,  $\tau$  e  $k$ , que representam respectivamente, atraso de transporte, constante de tempo e ganho baseados na resposta em degrau, pode ser obtidos usando os métodos gráficos disponíveis na literatura de primeira ordem, apresentados por

Ziegler/Nichols (1942), Sundaresan/Krishnaswamy (1977), Nishikawa (1984), Smith (1985) / Hägglund (1991) e [Mollekamp (1988), Seborg et al., (1989); Dorf e Bishop (1995)] [21]. Sendo assim, o ganho (k) para todos os métodos propostos podem ser obtidos por meio da relação entre a derivada no tempo da entrada (y) pela saída (u).

Dentre estes métodos disponíveis para obtenção do atraso de transporte ( $\theta$ ) e das constantes de tempo ( $\tau$ ), de primeira ordem, o método Ziegler e Nichols e o Hägglund tem sensibilidade a ruídos por ser necessário traçar uma reta tangente para levantar os parâmetros. Além disto, dependendo da não linearidade da planta, estes parâmetros citados pode sofrer variações [25]. Caso a aproximação por estes modelos sejam distantes do pretendido, uma opção é o modelo de segunda ordem, com a estimação do tempo de atraso de transporte e dois parâmetros de tempo acrescido do fator de amortecimento e frequência natural. Modelos de estimativas com ordens acima se tornam muito complexos [21]

Para aproximação de sistema de ordem superior em um sistema de segunda ordem, Nise e Ogata tratam o problema usando a técnica de análise por observação de pólos muito afastados do eixo imaginário, por não exercer efeito considerável no comportamento do sinal de saída [23, 22].

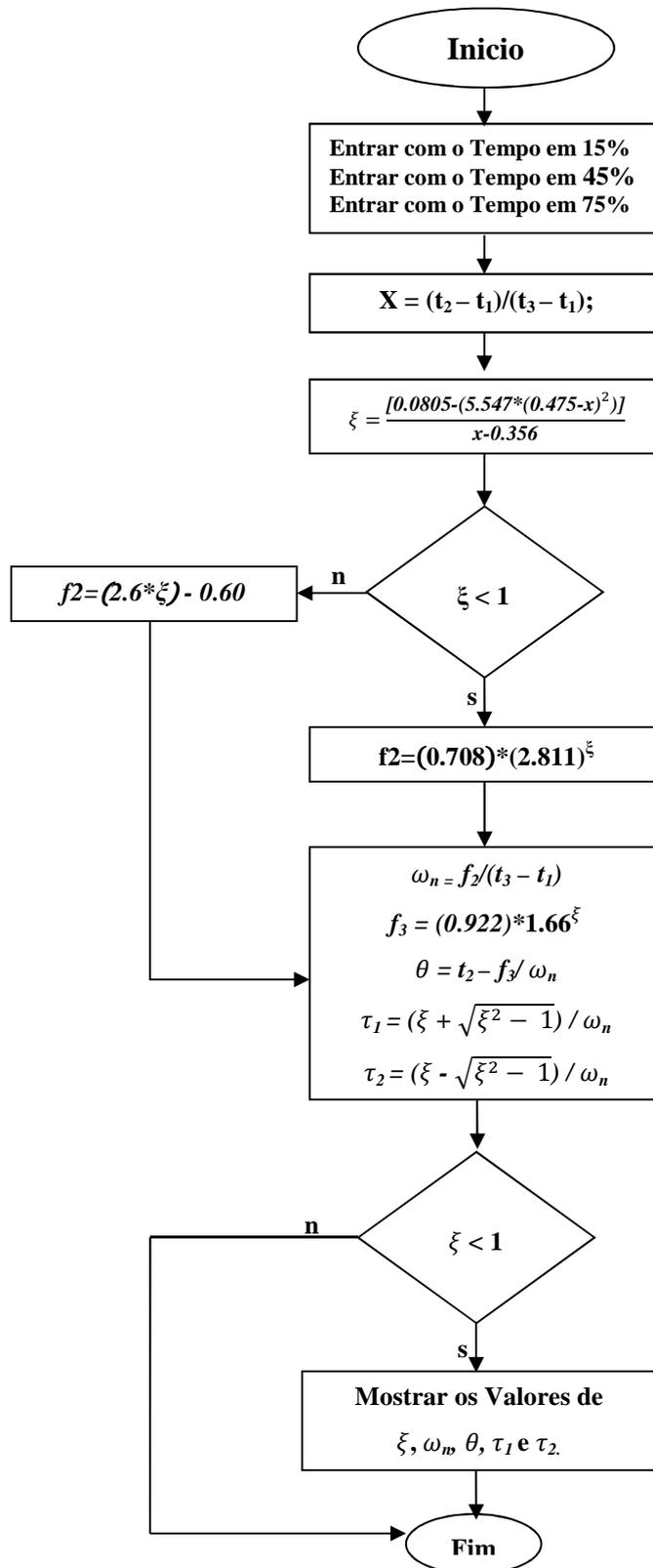
De acordo com Ogata em 2002, para predição de sistemas de segunda ordem por meio de inspeção gráfica, parte do princípio de identificação do fator de amortecimento ( $\xi$ ) e da frequência natural ( $\omega_n$ ) conforme descrito na Equação (12).

$$G_P(s) = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2}, \quad \forall \xi < 1, \quad (12)$$

para obter o fator de amortecimento e a frequência natural, deve ser efetuada manipulações dos parâmetros de desempenho como tempo de subida ( $t_r$ ), tempo de pico ( $t_p$ ), tempo de estabilização ( $t_s$ ) e percentual de sobressinal (MP). Contudo, esta predição contempla somente sistemas subamortecidos,  $0 < \xi < 1$ , e sem amortecimento cujo é  $\xi = 0$ .

Adicionalmente, existe outro método denominado algoritmo de Mollenkamp, desenvolvido em 1988. Este método, além de reduzir sistemas de ordem superior em sistemas de segunda ordem com comportamentos subamortecidos e sem amortecimento, contempla também os sistemas superamortecidos,  $\xi > 1$ , e criticamente amortecidos,  $\xi = 1$  [26]. O algoritmo consiste por meio de inspeção gráfica, na definição de três pontos referentes aos instantes de tempo localizados em 15%, 45% e 75% da amplitude do sinal em regime permanente. Ressaltando que a amplitude é dada pela variação da amplitude final menos a inicial. Com os valores obtidos destes parâmetros, basta inseri-los no algoritmo descrito no

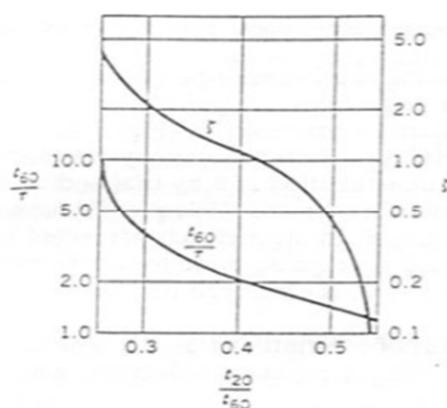
fluxograma abaixo [21].



Os valores extraídos, referentes ao atraso de transporte e as constantes de tempo, do algoritmo representado pelo fluxograma, são inseridos na Equação (13), obtendo assim a representação de um sistema de ordem superior em um sistema de segunda ordem.

$$G_P(s) = \frac{ke^{-\theta s}}{(\tau_1 s + 1)(\tau_2 s + 1)} \quad (13)$$

os parâmetros da Equação (13) também podem ser obtidos considerando os instantes de tempo localizados em 20% e 60% da amplitude do sinal em regime permanente, conforme proposto por Smith [21]. No entanto, o método utiliza o gráfico da Figura 12 para obtenção dos valores do fator de amortecimento e constante de tempo. Cabe ressaltar que esse método não se aplica para sistemas com atraso de transporte, dado que o mesmo considera o valor de  $\theta = 0$  [21]. Este processo é muito utilizado na indústria.



**Figura 12** - Esta figura foi desenvolvida por Smith para obter uma resposta ao degrau de segundo ordem. Na ordenada do lado direito estão os valores do fator de amortecimento. Na ordenada do lado esquerdo,  $t_{60}/\tau$ . O  $t_{20}$  e o  $t_{60}$  são obtidos nos percentuais de amplitude 20% e 60%. Fonte extraída da referência [21].

#### 2.4.4. Avaliação da confiabilidade da estimativa

Quando se realiza uma estimativa é necessário avaliar o grau de confiabilidade entre o valor original e o valor predito. Para este procedimento é utilizado uma métrica de comparação conhecidas como *Root Mean Square Error* (RMSE) [27]. Esta avaliação é bastante precisa quanto mais próximo o valor predito for do original, ou seja, o viés =

$(x - E[\hat{x}])^2$  mais próximo de zero. Desta forma, o RMSE é igual ao desvio padrão caso não tenha a influência do viés [28, 29].

$$MSE = E[(\hat{x} - x)^2] = E\{[(\hat{x} - E[\hat{x}]) + (E[\hat{x}] - x)]^2\} = \text{var}(\hat{x}) + \text{viés}, \quad (14)$$

$$RMSE = \sqrt{\text{var}(\hat{x}) + \text{viés}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x}_i)^2}, \quad (15)$$

nas Equações (14) e (15), a variável  $x$  representa o sinal original e a variável  $\hat{x}$ , o sinal predito.

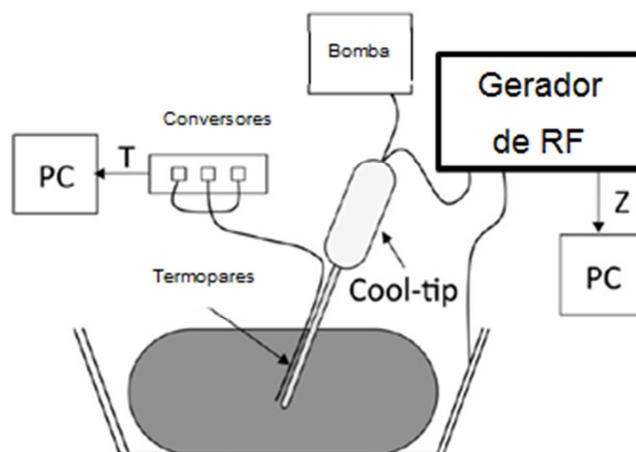
## 2.5. ESTADO DA ARTE

Hsien em (2016) mencionou que a técnica de ARF tem sido largamente empregada desde 1990 em tratamentos contra o CHC, favorecendo a não proliferação da metástase local e, reduzido à morbidez e a mortalidade em decorrência desta doença [30]. Para aplicação desta técnica, coloca-se uma placa metálica (eletrodo neutro) nas costas do paciente e insere-se um cateter (eletrodo ativo), na região do fígado que contém o CHC, pra realizar ablação por radiofrequência. Nesta situação, o paciente se comporta como uma impedância elétrica. O aquecimento ocasionado pela radiofrequência, que irá queimar a região cancerígena, é gerado por meio da agitação iônica devido à fricção, em decorrência do efeito do campo eletromagnético [31]. Alguns estudos recentes mostram que esta região de ablação pode alcançar volumes maiores dependendo das características do tratamento.

Ulucakli em (2015) estudou o processo ablativo por ARF, e verificou que a temperatura quando atinge 100°C, as células mais próximas do eletrodo carbonizam, se tornando pouco condutivo a passagem de corrente elétrica [12], evitando a queima de células cancerígenas mais distantes do eletrodo ativo. Ressaltando que para atingir a necrose celular, a temperatura de ablação no local deve ser superior a 50 °C. Assim, esta característica precisa ser controlada, evitando a carbonização na região de queima, e ao mesmo tempo garantindo a necrose. Consequentemente, diminui o risco de metástase por não ocorrer à ablação completa na região que contém o tumor.

A técnica ARF foi pela primeira vez aplicada em pulmão em 1995, utilizando animais, e em 2000 em humanos [32]. Os equipamentos foram produzidos pelas empresas *Boston Scientific*, *Rita Medical System* e *Valleylab*. As duas primeiras empresas usaram eletrodos formato guarda-chuva e a última utilizou antena única ou em feixe triaxial, com perfusão<sup>21</sup> e medidas de temperatura no ato da aplicação. Este tratamento pode ser efetuado, em tumores sólidos, presentes em fígados, ossos, mama, rim, adrenal e pulmão [2, 32].

O fenômeno que ocorre ao final do processo da queima do fígado é conhecido como *Roll-Off*<sup>22</sup>, que consiste no aumento da impedância, limitando a passagem de corrente elétrica pelo fígado. Esse fenômeno foi pela primeira vez observada por Alba et al. [33], por meio de análises de experimentos realizados em fígado *ex-vivo*, com temperatura ambiente de 26°C, usando uma tensão de 80 V na região de aplicação da radiofrequência. Para tal, foi utilizado o setup ilustrado na Figura 13.



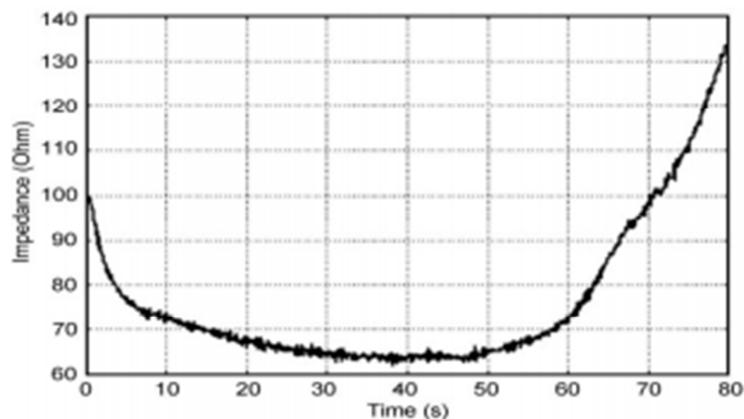
**Figura 13** - Eletrodo *Cool-Tip* utilizado nos experimentos. Este eletrodo possui refrigeração e termopares para medir a temperatura local. Este setup foi montado para analisar a ocorrência do *Roll-Off* em ensaios realizados em fígado suínos. Fonte adaptada da referência [33].

Os resultados dos experimentos realizados usando o setup da Figura 13 são analisados por meio dos gráficos da Figura 14 e da Figura 15. A Figura 14 ilustra a variação da impedância do fígado em função do tempo, com o *Roll-Off* ocorrendo em torno dos 90s, instante em que a impedância começa a aumentar [33]. Para entender melhor a tendência da curva descrita na Figura 14, recorre-se a equação de Pennes do bio-calor, que descreve o comportamento da condutividade antes de acontecer o *Roll-Off*. Sendo assim, considerando

<sup>21</sup> **Perfusão** Introdução de substância líquida nos tecidos por meio de injeção em vasos sanguíneos.

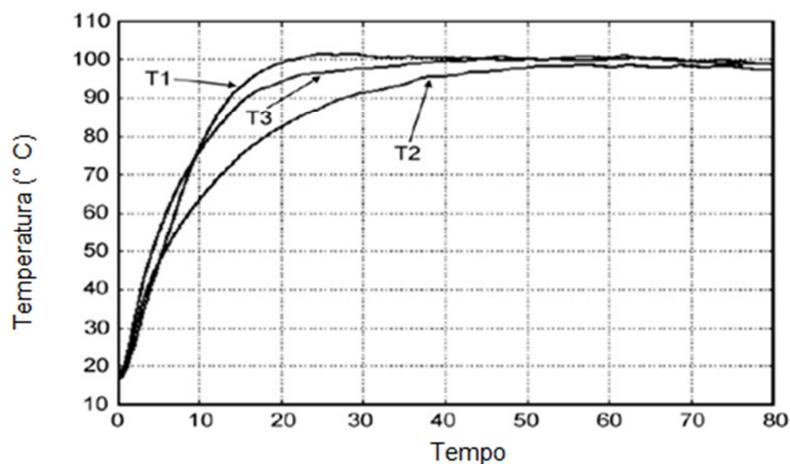
<sup>22</sup> **Roll-off**: Momento em que a impedância aumenta até atingir o ponto de carbonização.

que a impedância é o inverso da condutividade, esta decai 1,5%/°C até atingir 100°C, entre 100°C e 105°C o valor permanece constante, após 105°C o valor da impedância aumenta em 2 ordens por 5 graus [33].



**Figura 14** - Curva obtida após a média de 20 ablações. Esta curva representa a ocorrência do *Roll-Off*. O processo inicia em aproximadamente 100Ω, durante o processo a impedância reduz até 65Ω, sendo que o tempo médio para ocorrência do *Roll-off* é de 80s. Fonte de adaptada da referência [33].

A Figura 15 ilustra o comportamento do tecido do fígado em função do aumento da temperatura com o decorrer do tempo durante o processo de ablação. Realizando uma análise do ponto de vista de controle, pode-se verificar que os comportamentos das curvas são superamortecidos, desta maneira, pode-se por meio de técnicas de controle, controlar melhor a temperatura durante o procedimento.

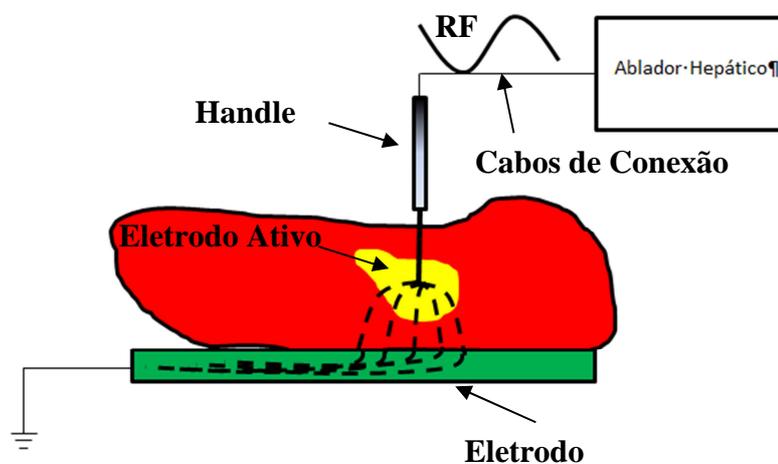


**Figura 15** - Avaliação da temperatura no processo de ablação. Nesta análise, verificou-se que em alguns pontos do tecido, a temperatura apresentou valores diferentes, e após 50 segundos, teve uma tendência a estabilizar. Fonte adaptada da referência [33]

Estudos realizados por Karin Cristine [34] constatou que o chuchu pode ser utilizado para ensaios cirúrgicos com eletrobisturis. A utilização deste legume é efetuada devido à comprovação científica de que os tecidos são verossimilhantes com os tecidos do fígado suíno e do ser humano, além da sua estrutura ser composta por 95% de água. Esta inferência possibilita o uso teste legume nos ensaios do EMA desenvolvido.

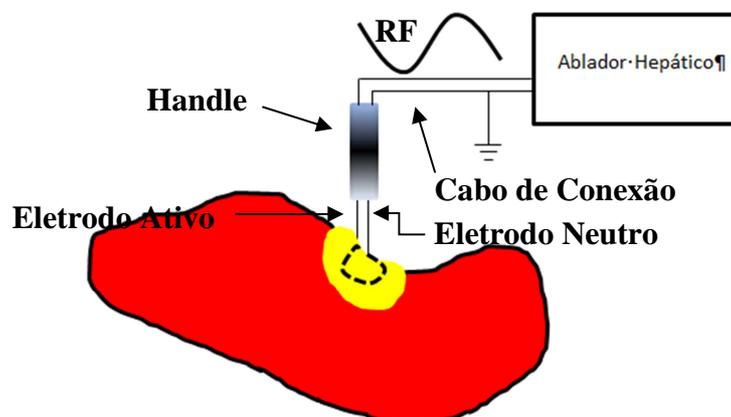
Bertoldo em (2004) verificou que o formato da onda que é gerada por EMA precisa ser senoidal puro, por representar maior eficiência de queima durante a aplicação deste sinal [35]. Este formato, também, evita o surgimento de centelhas, faíscas ou arcos voltaicos durante a aplicação que podem causar desconfortos aos pacientes [4]. Neste processo ablativo é comum utilizar técnicas de aplicação monopolares e bipolares para geração da radiofrequência.

Marina em (2016) informa que as técnicas monopolares utilizam um eletrodo ativo e outro neutro. Dentre os eletrodos ativos utilizados para ablação, os mais comuns são os com formato guarda-chuvas ou agulha [17] e, os neutros são constituídos por placas metálicas de aço inox condutivas que funcionam como referência elétrica para aplicação da radiofrequência. Estas placas precisam ser flexíveis de maneira a moldar com o corpo do paciente, para evitar queimaduras [35, 4]. Alguns cuidados devem ser tomados com as bordas das placas condutivas, por serem locais de maior aquecimento. As bordas geralmente são cobertas por silicones condutivos para maior conforto ao paciente. O pesquisador Webster em 1988 estudou este fenômeno de forma analítica denominando efeito das pontas [35]. A Figura 16 mostra um exemplo da aplicação monopolar.



**Figura 16** - Processo de ablação utilizando equipamentos monopolares. A região amarela representa a propagação da região de queima no local do tumor, sendo a peça de fígado a representação de uma impedância elétrica. A recomendação para o tamanho da área destas placas é 65 cm<sup>2</sup> para cada 100 W de potência. Fonte: própria.

Em relação às bipolares, as mesmas não possuem placas metálicas que funcionam como eletro neutro, sendo que o mesmo *handle* possui uma ramificação para a parte ativa e outra para o neutro. A Figura 17 mostra um exemplo de aplicação bipolar.



**Figura 17** - Ilustração da aplicação de radiofrequência usando o processo bipolar. Este processo é utilizado para realização da queima em pequenas regiões [35]. A vantagem é manter a circulação da corrente localmente, confinando a propagação eletromagnética. Fonte própria.

A Norma NBR-IEC 60601-2-2, (2013), cita que ambas as técnicas utilizadas, as frequências para realização da ablação devem ser maiores que 200 kHz. E o nível de potência aplicada dependerá da profundidade do eletrodo na região de aplicação.

Bertoldo (2004) relata que as frequências superiores com nível de potência adequado, para manter a temperatura de ablação necessária à desnaturação<sup>23</sup> da célula deve ser acima de 50°C e para coagulação, processo no qual reduz a perda de sangue, abaixo de 70°C. De modo que na coagulação pura (dissecação) a tensão de pico não deve ultrapassar a 200 Vp ou 138 VRMS, enquanto a coagulação forçada (fulguração) a geração de faísca é proposital, podendo as tensões ser superiores ao limiar especificado [35].

Bertoldo (2004) mencionou que tensões de 200 Vp ou superiores com corrente necessária para realização da ablação, a maioria dos EMA, utilizam transistores bipolares associados em paralelo, devido às limitações de nível de tensões e correntes fornecido por cada transistor. Contudo, quando um destes transistores é danificado, os demais sobrecarregam que seguramente causará problemas nos demais associados devido à sobrecarga. Estes problemas mencionados podem acarretar o aumento de potência excessiva

<sup>23</sup> **Desnaturação:** destruição das estruturas celulares.

ao paciente, para contornar estas situações, os desenvolvedores deste tipo de equipamento construíram circuitos de segurança, para garantir o processo eletrocirúrgico seguro [35]. Outra questão importante a ser observada, são os equipamentos que funcionam com *Pulse-Width Modulation (PWM)*, o processo de chaveamento nos amplificadores utilizados não produz sinais senoidais puros [35].

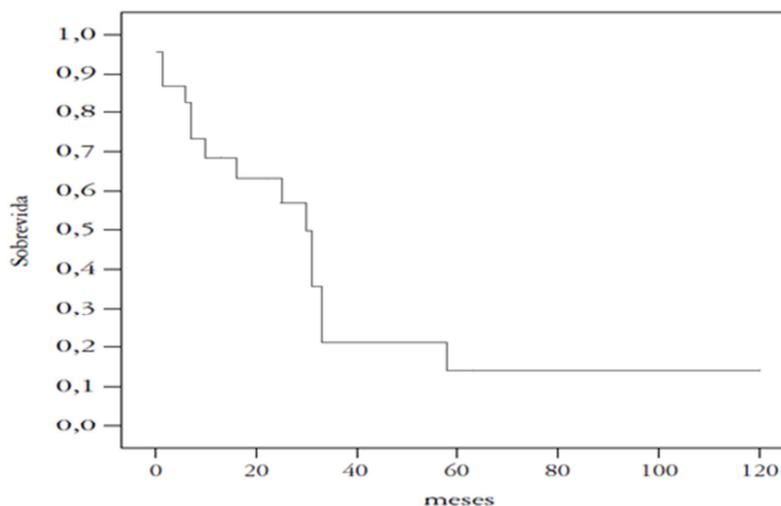
Atualmente, conforme dados disponibilizados pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), não há equipamentos fabricados no Brasil, conforme ilustra a Tabela 2 [36].

**Tabela 2** - Equipamentos para ablação hepática, fabricados internacionalmente, para tratamento de câncer. Como se pode observar, nesta tabela, não existe nenhum equipamento para realização de procedimentos de ablação fabricado nacionalmente. Fonte própria.

Marca/Modelo (Fabricante)	Local de Fabricação	Registro
Barrx (CONVIDIEN LLC)	EUA	10349000492
CTRASES (CONVIDIEN LLC)	EUA	10349000494
RFG3 (CONVIDIEN LLC)	EUA	10349000494
ATAKR PLUS (MEDTRONIC INC)	EUA	10339190444
GENIUS (MEDTRONIC INC)	EUA	10339190466
ULTRACINCH LP (ST. J. MEDICAL)	EUA	10332340256
TactiSys Quartz (ST. J. MEDICAL)	EUA	10332340382
M-3004 (RF MEDICAL CO Ltd)	Coréia do Sul	80410900047
VULCAN EAS (SMITH E NEPHEW ENDOSCOPY INC)	EUA	80804050089
Quantum 2 (ARTHROCARE CORPORATION)	EUA	80804050177

Mauricio em (2008) menciona que a ressecção cirúrgica é um método extremamente usado para remover a neoplasia do fígado [14]. Contudo, esse procedimento causa uma grande quantidade de perda de sangue. A quantidade média de perda está entre 600 ml e 1300 ml, de modo que, entre 28% e 47% dos pacientes precisam de transfusão. Com o advento das terapias ablativas como ARF e *Microwave Ablation (MWA)*, o paciente não tem esta perda porque o procedimento além de realizar a necrose celular, também coagula no momento da aplicação.

Haemmerich em (2001) menciona que o tempo de sobrevida é influenciado devido à existência de hemorragias [37]. A Figura 18 ilustra o coeficiente de sobrevida com base no tempo, estas análises foram feitas em 22 pacientes que passaram por ressecção cirúrgica, os valores na ordenada representa as chances de sobrevivência em fatores, de forma que o valor 1 representa 100 % de chances de recuperação [14].



**Figura 18** - Análise de sobrevivência. Este gráfico representa uma amostra com total de 22 pacientes, que passaram por ressecção cirúrgica, mostra que somente 15% dos pacientes não foram a óbito dentre o período de 60 a 120 meses. Fonte referência [14].

## 2.6. CONCLUSÕES DO CAPÍTULO

O presente capítulo apresentou estudos relativos à faixa de variação da impedância no processo de ablação, estabelecendo diretrizes para construção de filtros cujo casamento atende a esta faixa de variação da impedância do fígado.

Foram estudados os detalhes técnicos da aplicação da ARF, analisando o comportamento térmico que pode resultar na necrose celular ou na carbonização no ponto da aplicação. Foi observado também que o Chuchu pode ser usado em ensaios de ablação no EMA.

Verificou-se que para um EMA se tornar produto comercial é necessário contemplar algumas normas, de modo que três ensaios essenciais da Norma ABNT IEC NBR 60601-2-2 (2013) foram estudados como foco principal deste trabalho.

Em relação aos conceitos de teoria de controle primordiais para a confecção desse trabalho foram contemplados, tais como pontos referentes a modelagens de circuitos, estimativas do sinal de saída do circuito por meio de sinais de testes, estudos sobre redução de

sistemas de ordem superior para primeira e segunda ordem., análise de confiabilidade das estimativas abordadas e a análise de desempenho dos circuitos que fazem parte do EMA. Todas estas abordagens, têm por objetivo remover processos empíricos no desenvolvimento deste EMA e garantir maior robustez ao equipamento. Estas questões trazem como benefício a segurança do médico e do paciente.

Por fim, os estudos do estado da arte contribuíram para o conhecimento científico das tecnologias empregadas no tratamento de ARF e os benefícios destas terapias para aumentar o tempo de sobrevivência dos pacientes. Além disto, motivou o desenvolvimento de um EMA diante da inexistência de tal produto fabricado no Brasil.

# CAPÍTULO 3

---

## 3. PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DO (EMA)

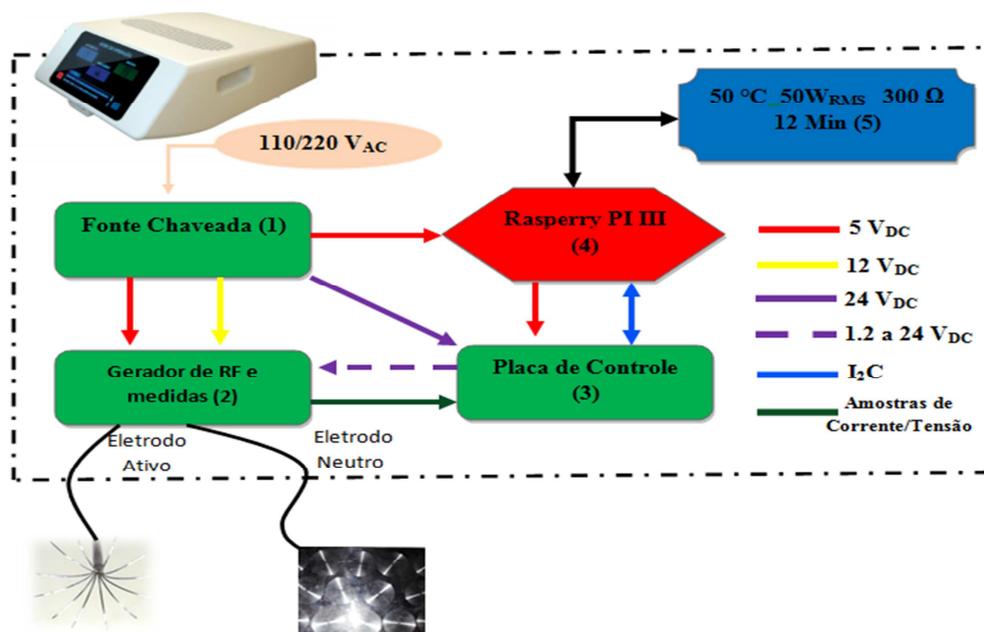
### 3.1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo, serão descritas as funcionalidades do equipamento desenvolvido para o procedimento cirúrgico, mostrando que o médico, caso exista a necessidade no procedimento, tem a liberdade de estabelecer protocolos cirúrgicos e programar no equipamento. Em seguida, serão listadas as etapas de desenvolvimento dos circuitos que constitui o EMA, fundamentado pela revisão bibliográfica, que possibilitou a escolha das topologias dos circuitos utilizados no processo de desenvolvimento.

### 3.2. DESCRIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS

A Figura 19 ilustra de forma genérica o diagrama de blocos do EMA. Este equipamento possui dois modos de operação, manual e automático. No modo automático os protocolos são pré-definidos no momento da fabricação, e no manual, o médico tem liberdade de escolher alguns parâmetros, tais como: potências iniciais e finais, passos de potência, tempo necessário para realização do procedimento e, o limiar de temperatura máxima para interrupção do procedimento. Adicionalmente, o protótipo permite a comunicação serial RS232 [38] com outros dispositivos, para transmissão de parâmetros referentes à corrente elétrica, tensão e temperatura. Estes dados irão permitir a avaliação das características elétrica no local da ablação, sendo possível inferir se houve a necrose celular, quando a temperatura for maior que 50°C [37], ou se realmente a queima foi realizada avaliando o aumento da impedância para identificar a ocorrência do Roll-Off, o qual representa o ponto de carbonização do tecido [33]. A seguir serão descritas a funcionalidade de cada bloco da

Figura 19.



**Figura 19** - Diagrama de Blocos do equipamento Sofia. O bloco (1) representa a fonte de alimentação com níveis de tensão de saída igual á 5, 12 e 24 VDC. O bloco (2) é representado pela placa de geração de radiofrequência (RF) e circuitos para medidas de tensão e corrente elétrica aplicada ao fígado. O bloco (3) refere-se à placa de controle de potência aplicada ao fígado conjugada com os condicionadores das medidas enviadas pelo gerador de RF. O bloco (4) indica o controle digital do equipamento que envia e recebe informações do touch screen, representada pelo bloco (5). Fonte: própria.

O bloco (1) representa uma fonte chaveada que converte a tensão alternada 110 ou 220V<sub>AC</sub> para uma tensão contínua de saída de 24V<sub>DC</sub> com rendimento maior que 80%. A capacidade máxima de corrente contínua é de 20A, totalizando uma potência de aproximadamente 400W. A fonte é comercial e possui proteção contra surto de corrente, curto-circuito, sobrecarga e superaquecimento. A saída desta fonte alimenta dois reguladores de tensão, (LM7805 e LM7812, Fairchild, Califórnia, USA), que fornecem em suas saídas níveis de tensão de 5 e 12V<sub>DC</sub>. Esta fonte encontra-se totalmente blindada com o intuito de evitar possíveis problemas de interferências aos circuitos internos ao EMA.

O bloco (2) é responsável pela geração da frequência de 400kHz, com sinal senoidal, e preparado para receber um sinal da placa de controle para ajuste da potência dentro da faixa de 5 a 50W<sub>RMS</sub>. Estas placas contem circuitos de medidas associadas com a tensão e a corrente aplicadas no fígado durante o procedimento. Estas medidas são utilizadas para calcular a potência e a impedância de acordo com a evolução da ablação. O bloco (3) trata-se da placa de controle de potência, que ajusta o nível de tensão fornecida pela fonte chaveada,

na entrada da placa de geração de RF, com a função de controlar a potência fornecida ao fígado. Esta placa é alimentada por  $24V_{DC}$  e disponibiliza na saída níveis ajustáveis de tensões de 1,2 a  $24V_{DC}$ , com corrente elétrica suficiente a garantir  $50W_{RMS}$ . Essas mudanças de níveis de tensões de saída são controladas pelo microcomputador dedicado Raspberry PI versão III utilizando conversores ADC/DAC e o *proportional-integral-derivative* (PID) implementado por software.

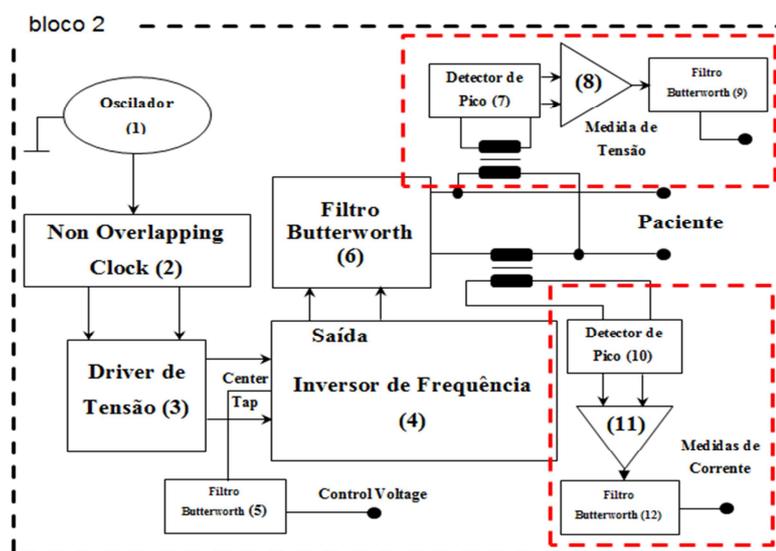
No bloco (4) é feito o gerenciamento digital do equipamento, com o processamento das medidas de tensão, corrente e temperatura. Desde modo, a placa de controle pode atuar de acordo com a tomada de decisões feita pelo Raspberry PI relacionadas a interrupções da operação e envio das informações ao touch screen, bloco (5).

O bloco (5) representa uma tela touch screen que faz a interface com o usuário. Os valores de potência, impedância, temperatura e tempo de procedimento, podem ser visualizados, além de permitir a configuração de dados de entrada para o funcionamento do protótipo.

### 3.3. PLACA DE GERAÇÃO DO RF E AQUISIÇÃO DE MEDIDAS

O diagrama de blocos da Figura 20 representa o bloco (2) da Figura 19, referente à placa do gerador de RF com as correspondentes etapas de medidas de tensão e corrente. O circuito é composto por: 1) oscilador estável com *clock* ajustado para frequência de 400 kHz; 2) topologia *Non Overlapping Clock* (NOC), projetado para evitar chaveamento simultâneo dos transistores de potência do circuito inversor de frequência; 3) drive de tensão, circuito que mantém a tensão no *gate* dos transistores para fornecer a potência máxima de  $50 W_{RMS}$  aplicada ao fígado; 4) inversor de frequência, utilizado para amplificação da tensão de oscilação enviada pelo Drive de tensão; 5) filtro para proteção do circuito de controle contra retorno de tensão; 6) filtro para conversão da onda quadrada em senoidal; 7) detectores de pico para extração da crista da onda senoidal, a qual representa a medida de tensão no local de ablação do fígado; 8) amplificador operacional para manter a excursão máxima de  $5 V_{DC}$  na entrada do Raspberry PI versão III; 9) filtro para evitar interferência de radiofrequência na entrada do Raspberry PI versão III; 10) detector de pico para extração da crista da onda senoidal referente à medida de corrente, no local de ablação do fígado; 11) amplificador

operacional de tensão para manter a excursão máxima de  $5V_{DC}$  na entrada do *Raspberry PI* versão III e; 12) filtro para evitar interferência de radiofrequência na entrada do *Raspberry PI* versão III. O detalhamento em nível de circuito da Figura 20 encontra-se no Anexo I. No entanto, a lógica de funcionamento de cada etapa do bloco 2 será descrita a seguir.



**Figura 20** - Gerador de RF. Estão presentes nesta figura todas as funções eletrônicas do circuito referente à etapa de geração de radiofrequência. Os triângulos representam a simbologia dos amplificadores operacionais (LT1014-Linear, Califórnia, USA). Fonte: própria.

### 3.3.1. Oscilador Astável

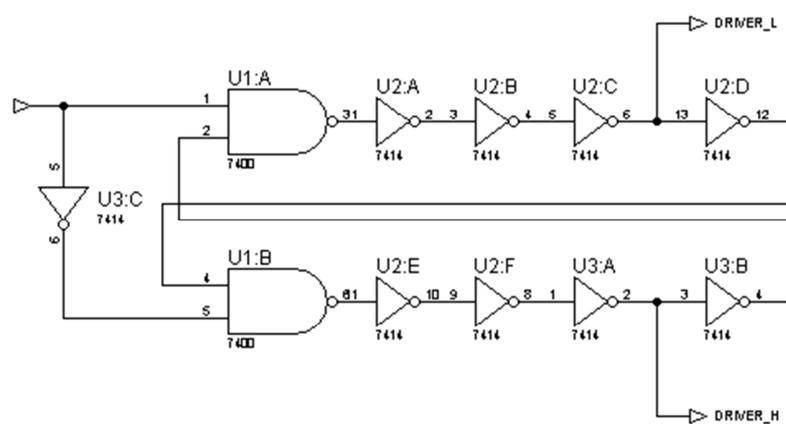
O Oscilador Astável é responsável pela geração de uma onda quadrada na frequência de 400 kHz, por meio do dispositivo CMOS (CD4047- *National Semiconductor, Califórnia, USA*). Para obter esta frequência, as Equações (3) e (4) são utilizadas nos cálculos dos semiciclos  $t_1$  e  $t_2$ , conforme valores de resistência (R) e capacitância (C) [39]. As tensões  $V_{DD}$  e  $V_{TR}$  são respectivamente a alimentação de  $5 V_{DC}$  do CMOS e o percentual típico de 50 % do  $V_{DD}$  para ajuste dos tempos  $t_1$  e  $t_2$ . De acordo com o processo de fabricação deste chip, em modo de operação, este percentual varia entre 33 % e 67 % da tensão de alimentação [39].

$$t_1 = -RC \ln \left( \frac{V_{TR}}{V_{DD} + V_{TR}} \right), \quad (16)$$

$$t_2 = -RC \ln \left( \frac{V_{DD} - V_{TR}}{2V_{DD} - V_{TR}} \right). \quad (17)$$

### 3.3.2. Non-Overlapping Clock (NOC)

O sinal de saída do Oscilador Astável é entregue ao circuito NOC [40], que tem a função de dividir o sinal em duas partes com fases deslocadas de 180 graus, além de retirar o efeito trapezoidal da onda quadrada. Esse procedimento é necessário para evitar o chaveamento simultâneo dos transistores de potência, que são acionados na entrada do inversor de frequência. Para tal, foram utilizados dois circuitos combinacionais, formados pelas portas NAND (74HC00- Philips, Amesterdã, Netherlands) [41] e nove inversores lógicos Schmitt Trigger (74HC14- Nexperia, Nijmegen, Netherlands ) [40, 42]. A Figura 21 mostra a topologia do circuito utilizado.



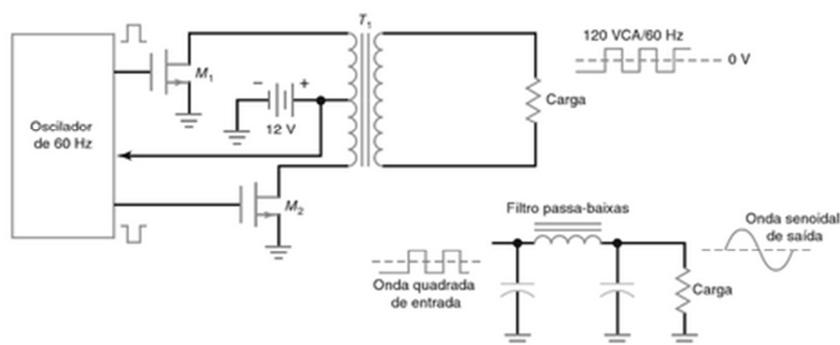
**Figura 21** - Circuito *non-overlapping clock* que conecta o gerador com o drive. Este circuito é responsável por evitar o acionamento simultâneo dos transistores no circuito inversor de frequência. Fonte: própria.

### 3.3.3. Drive de tensão

O Drive de tensão (IR2110-*International Rectifier*, Califórnia, USA) tem a finalidade de amplificar o sinal, proveniente do circuito *NOC*, de  $5V_{DC}$  para  $12V_{DC}$ . Após amplificação, os mesmos são utilizados para chaveamento dos transistores de potência *Mosfet* (IRF540-*Vishay Siliconix*, Califórnia, USA), que estão conectados a entrada do inversor de frequência. Assim, é possível garantir que a corrente elétrica, proveniente do circuito de controle, seja suficiente para fornecer a potência necessária ao procedimento de ablação.

### 3.3.4. Inversor de Frequência

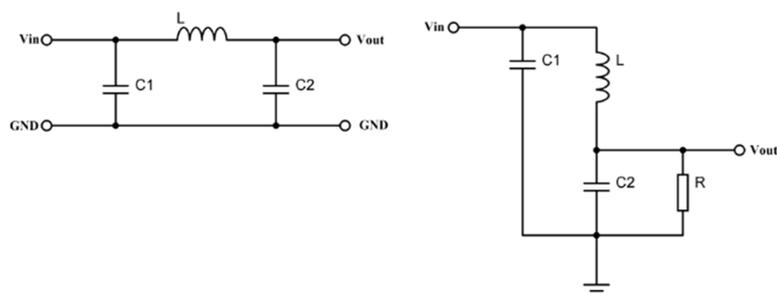
Os sinais provenientes do *NOC* são amplificados pelo drive de tensão (IR2110) para realizar o chaveamento dos transistores na entrada do Inversor de frequência. Este Inversor de Frequência é composto por dois transistores *MOSFET* (IRF540) [43], com os drenos conectados em cada terminal do transformador de potência (TRP), e os source conectados ao terra da fonte de alimentação. Este transformador possui um tap central conectado a um filtro *Butterworth* de 2° ordem, e a um diodo (1N5408-*Vishay Siliconix*, Califórnia, USA), para evitar retorno de tensão provocado pela descarga do campo eletromagnético armazenado no transformador. Observa-se que à medida que a tensão aplicada ao tap central se eleva, a amplitude do sinal quadrado de saída aumenta e conseqüentemente a potência. Este circuito garante uma eficiência teórica de 75%, [44]. Vide a Figura 22.



**Figura 22** - Inversor de frequência juntamente com um filtro. Esta topologia é muito utilizada por evitar a distorção intrínseca de amplificadores classe B por meio das ligações dos dois transistores mostrados. Fonte extraída da referência [44].

### 3.3.5. Elaboração dos filtros *Butterworth*

A topologia dos filtros projetados na Figura 20 é ilustrada na Figura 23, porém, com funcionalidade distinta no circuito do Gerador de RF, todos os filtros são de 2º ordem e passa baixa. Na Figura 20, bloco (5) o filtro tem a função de evitar o retorno da tensão do transformador de potência para o circuito de controle; no bloco (6) o circuito, além da função de filtro para converter a onda quadrada em senoidal, também se comporta como casador de impedância do circuito inversor de frequência com o fígado; e nos blocos (9 e 12), o filtro retira as componentes de alta frequência dos sinais na saída dos circuitos de medidas de tensão e corrente do fígado.



**Figura 23** - Filtro *Butterworth* de 2º Ordem. Esta topologia representa um filtro passa baixa. No equipamento o R representa a impedância Z do fígado. Este circuito, também, se comporta como casador de impedância, cuja topologia é conhecida como rede PI. Fonte: própria.

Esta topologia foi escolhida devido à resposta plana dos filtros para frequências menores que a de corte. Embora a variação da fase do sinal não seja linear, não trouxe problemas ao equipamento [45].

Para a construção do filtro *Butterworth* conforme a topologia ilustrada na Figura 21, primeiramente, extraiu-se a função de transferência do circuito, para isto, utilizou-se a transformada de Laplace e as leis das correntes de *Kirchhoff* (Lei dos nós) [46, 47], para resultar a Equação (18). De acordo com o modelamento, a capacitância  $C_1$ , não contribui para o comportamento do sistema, quando o sinal de entrada é aplicado a este capacitor. Após a conclusão do processo de modelagem, o formato da Equação (18), devem obedecer às regras de parametrização da Equação (19), que representa a função padrão do filtro passa baixa de 2° ordem [45].

$$\mathbf{H}(s) = \frac{1}{LC_2s^2 + \frac{L}{R}s + 1} = \frac{(1/LC_2)}{s^2 + \frac{1}{RC_2}s + \frac{1}{LC_2}}, \quad (18)$$

$$\mathbf{H}(s) = K^* \frac{b_i}{s^2 + a_1s + b_1}, \quad (19)$$

em virtude da utilização de filtros passa baixa, o fator de qualidade ou qualidade dos polos ( $Q_p$ ) foi determinado pela Equação (20). Assim, quanto maior o fator de qualidade mais próximo os pólos ficam do eixo imaginário no plano complexo, aumentando a seletividade do filtro [45].

$$Q_p = \frac{\sqrt{b_1}}{a_1} = \frac{RC_2}{\sqrt{LC_2}} = R \sqrt{\frac{C_2}{L}}, \quad (20)$$

conforme o comportamento característico da região de ablação do fígado, que varia a sua impedância em função da elevação da temperatura, o fator de qualidade do filtro especificado na Figura 20, bloco (6), foi avaliado. Assim, foi estabelecida uma carga resistiva de  $50\Omega$  como referência para o cálculo inicial do fator de qualidade neste ponto com a Equação (20), porque com esta carga o valor do  $Q_p$  é  $\leq 0,707$  [45]. Desta forma, utilizando este valor resistivo e os valores constantes da Tabela 3, Item 1, o valor encontrado foi 0.27. Este valor significa que a maior tensão de saída ( $V_{out}$ ) na carga dar-se-á quando a frequência angular é  $\omega = 0$ , [45], contudo, este valor sofre mudanças com o decorrer da ablação, por isto, a análise desta variação foi considerada nos ensaios. Os demais filtros, as impedâncias nas saídas são fixas e maiores que  $50\Omega$ , que resultam em fatores de qualidades maiores que o calculado para o filtro da Figura 20, bloco (6).

O cálculo da potência máxima, necessária para realização da ablação, depende da amplitude máxima da tensão de saída ( $V_{out}$ ) do filtro da Figura 20, bloco (6), aplicada na região de ablação do fígado. Nesta topologia o fator de qualidade calculado por meio da Equação (20), define duas situações para identificar no diagrama de bode<sup>24</sup>, conforme a frequência, ocorre a tensão máxima de saída ( $V_{out}$ ). A referência para comparação destes dois patamares é a frequência dos polos ( $\omega_p$ ) definida pela Equação (21), por meio dos valores dos componentes eletrônicos descritos na Tabela 3, Item 1. Para realizar a análise descrita, sabendo-se que  $H(s) = V_{out} / V_{in}$  e igualando a zero a derivada da tensão de saída ( $V_{out}$ ), Equação (20), em função da frequência angular, quando  $s = j\omega$ . O resultado obtido desta manipulação matemática juntamente com a Equação (20) corresponde a Equação (22) [48].

Com a Equação (22) foi possível avaliar as duas situações mencionadas. A primeira quando o fator de qualidade dos pólos é menor que 0,707 ( $Q_p < 0,707$ ), indicando que a tensão de saída máxima será quando  $\omega = 0$ , conforme mencionado anteriormente. A segunda é quando o fator de qualidade é maior que 1 ( $Q_p \gg 1$ ), neste caso, ocorre um pico de tensão no ponto onde a frequência é igual a frequência dos polos [45].

Este fator de qualidade além de avaliar tudo o que foi descrito, também, indica que o filtro é mais seletivo e implica no ajuste de monotonicidade, devido aos picos de potência decorrentes do aumento do fator de qualidade.

Na Tabela 3, estão contidas as frequências de cortes dos respectivos filtros e seus valores de componentes eletrônicos relacionados por itens.

$$\omega_p = \frac{1}{\sqrt{LC_2}}, \quad (21)$$

$$\frac{d}{d\omega} \left| \frac{1}{-\omega^2 LC_2 + \frac{j\omega L}{R} + 1} \right| = 0, \quad \omega = \omega_p \sqrt{1 - \frac{1}{2Q_p^2}}, \quad Q_p \geq 1. \quad (22)$$

**Tabela 3** - Parâmetros dos filtros desenvolvidos com as respectivas frequências de ressonâncias naturais, calculadas usando a Equação (17).

Itens	L	C1 = C2	F (kHz)
1	83 $\mu$ H	2.5 nF	349,39
2	73 $\mu$ H	4.7 nF	271.71
3	104 $\mu$ H	10 $\mu$ F	4.94

<sup>24</sup> **Diagrama de bode:** modulo da amplitude da tensão em função da frequência.

Os parâmetros constantes, do Item 1 da Tabela 3 são referentes ao filtro utilizado na saída do circuito inversor, Figura 20, bloco (6). O indutor foi projetado com núcleo de ar para evitar aquecimentos ocasionados pela relutância magnética, quando usado ferrite. Enquanto, os capacitores de  $2000V_{DC}$ , foram definidos para minimizar o aquecimento devido às amplitudes dos picos de tensões durante a ablação. Este filtro atenua as componentes de frequências maiores que a fundamental de 400kHz transformando a onda quadrada em senoidal.

Os parâmetros constantes do Item 2 da Tabela 3 são referentes ao filtro, Figura 20, bloco (5), que está conectado ao tap central do transformador de potência. Semelhante ao filtro anterior foi utilizado um indutor de núcleo de ar, mas, neste caso, os capacitores possuem limiares de tensão de  $200V_{DC}$ , valor comercial, haja vista que, a tensão máxima da placa de controle, na entrada do circuito inversor, é  $24V_{DC}$ .

Os parâmetros constantes do Item 3 da Tabela 3, refere-se ao filtro, Figura 20, blocos (9 e 12), que retira os espúrios do nível DC das correspondentes medidas de corrente e tensão. Este processo facilita a calibração do equipamento, além de manter o resultado, das medidas mostradas no display, mais estático.

### 3.3.6. Transformador de potência

O transformador de potência faz parte do Inversor de frequência, Figura 20, bloco (4). No seu desenvolvimento foram tomadas precauções para evitar aquecimento e reduzir perdas de energia por efeito joule, as quais são perceptíveis somente quando a temperatura for superior a  $80^{\circ}C$ . Adicionalmente, os transformadores laminares, não foram utilizados devido às perdas relevantes de energia, por efeito das correntes de Foucault, quando operando em altas frequências [49].

Portanto, na fabricação do transformador a relação de espiras entre o primário e o secundário foi 1:10, definidas para atender a potência de  $50W_{RMS}$ , estabelecida em testes *in-vitro*, com uso de fígados suínos. Esta razão foi escolhida, também, para facilitar a aquisição, no mercado nacional, da fonte chaveada utilizada pelo equipamento. Ainda, foi utilizado um núcleo de ferrite especificado por meio dos cálculos da densidade de fluxo magnético (B) e índice de indutância ( $A_L$ ), seguindo as orientações do fabricante, de acordo com a Equação

(23) e Equação (24) (Thornton Eletrônica Ltda) [50].

$$V_{RMS} = \sqrt{ZP_{RMS}}, \quad (23)$$

$$B = \frac{V_{RMS}}{4FN A_e}, \quad (24)$$

a Equação (23) é usada para calcular a tensão RMS ( $V_{RMS}$ ) aplicada ao fígado, de acordo com a potência máxima RMS de operação do equipamento ( $P_{RMS}$ ), acrescido de 50%, e da estimativa da impedância máxima ( $Z$ ) que o fígado pode atingir, durante o processo de ablação. Este cálculo é utilizado na Equação (20), usada para obter a densidade de fluxo magnético ( $B$ ), sendo a frequência ( $F$ ) 400 kHz e o número de espiras no primário ( $N$ ) de 3 por bobina, conectadas ao tap central, e a área efetiva do núcleo de ferrite ( $A_e$ ) estabelecida pelo fabricante, conforme material disponível. (Thornton Eletrônica Ltda) [50].

No cálculo do fator de indutância ( $A_L$ ), Equação (25), ( $N$ ) representa o número de espiras de 3 por bobina, conectadas ao tap central, e  $L$  a indutância de uma das bobinas do primário do transformador. Estes dois parâmetros estão associados ao casamento de impedância obtido com a construção do circuito PI, Figura 20, utilizando componentes eletrônicos encontrados no mercado nacional.

$$A_L = \frac{L}{N^2}, \quad (25)$$

com os valores do fator de indutância ( $A_L$ ) e da densidade de fluxo magnético ( $B$ ), o núcleo do transformado foi definido, selecionando o modelo de ferrite NEER-28/17/12-2200 – IP12E cujas especificações são encontradas no site do fabricante (Thornton Eletrônica Ltda). Ademais, para o transformador operar em altas frequências, com perdas aceitáveis, o núcleo de ferrite não possui *gap* no processo de montagem nem cantos de 90 graus.

Com o uso do ferrite, o fator de indutância ( $A_L$ ) é determinante para os valores de indutância ( $L$ ) do primário e do secundário do transformador, porém, a indutância das bobinas é desprezível, quando enroladas com a ausência deste material. Desta forma, com a adição do ferrite, a indutância do primário de uma das bobinas foi medida usando uma ponte RLC da ICEL, modelo L301, encontrando o valor de 17  $\mu$ H. Entretanto, com a especificação do ferrite e o valor de  $A_L$  de 2,2  $\mu$ H, era esperado, conforme dados do fabricante, uma indutância de 19,8  $\mu$ H. Apesar da diferença entre o especificado pelo fabricante e o medido, não houve

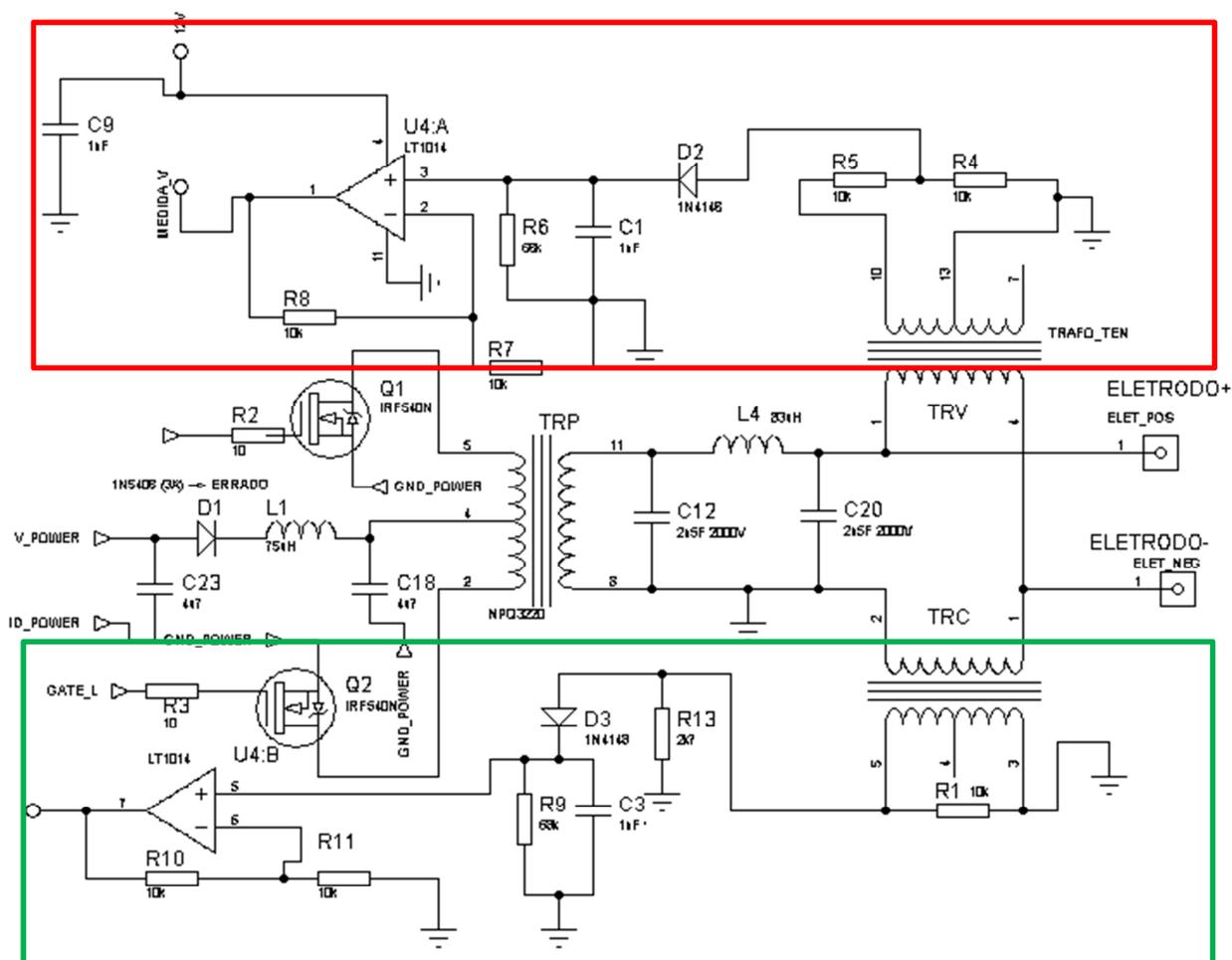
impacto no desenvolvimento do equipamento.

### **3.3.7. Aquisição de Medidas de tensão, corrente e temperatura.**

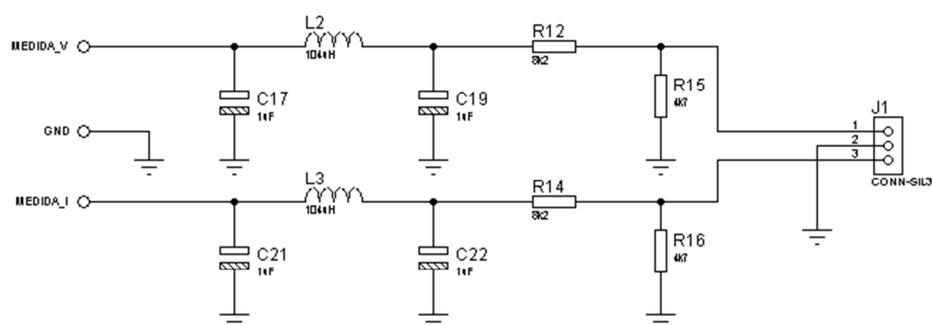
Estes circuitos foram utilizados para avaliar os parâmetros físicos de tensão e corrente, que circulam no fígado do paciente no momento da ablação. A potência e a impedância são os principais parâmetros de controle de energia incidente no fígado.

Os transformadores utilizados nas medidas de corrente e tensão foram projetados seguindo a mesma metodologia da construção do transformador de potência. Contudo, nos transformadores de medida de corrente (TRC), a quantidade de espiras no primário é de três voltas, com bitola do fio de 2,5 mm, garantindo menor perda de eficiência por aquecimento, durante a medição.

Estes transformadores são associados com a carga, fígado, conforme a grandeza elétrica que se queira medir. Para medida de corrente o transformador é conectado, por meio de eletrodo, em série com o local de ablação no paciente e para a medida de tensão em paralelo. As amostras coletadas no transformador de corrente fluem por um resistor que faz a conversão da corrente em nível de tensão, condicionando-as para aquisição dos sinais pelo Raspberry PI versão III. As grandezas elétricas são condicionadas por detectores de pico, amplificadas e filtradas para os níveis de tensão de entrada do conversor ADC (ADS1115-Texas Instruments, Dallas, EUA), o qual faz parte do circuito de controle.



**Figura 24** - Este circuito representa uma parte do gerador de Radiofrequência. A região delimitada por uma linha na cor vermelha representa o circuito que realiza a medida de tensão aplicada ao fígado. E a região delimitada por uma linha da cor verde, reflete a medida de corrente aplicada ao fígado. Nas saídas das medidas de tensão e corrente possui filtros *Butterworth*. Fonte: Própria.



**Figura 25** - Filtros de saída dos circuitos de medidas de tensão e corrente do fígado. Estes filtros também fazem parte da modelagem. Estes filtros reduzem os ruídos em alta frequência contidos nos sinais DC que saem do detector de pico. Fonte: Própria.

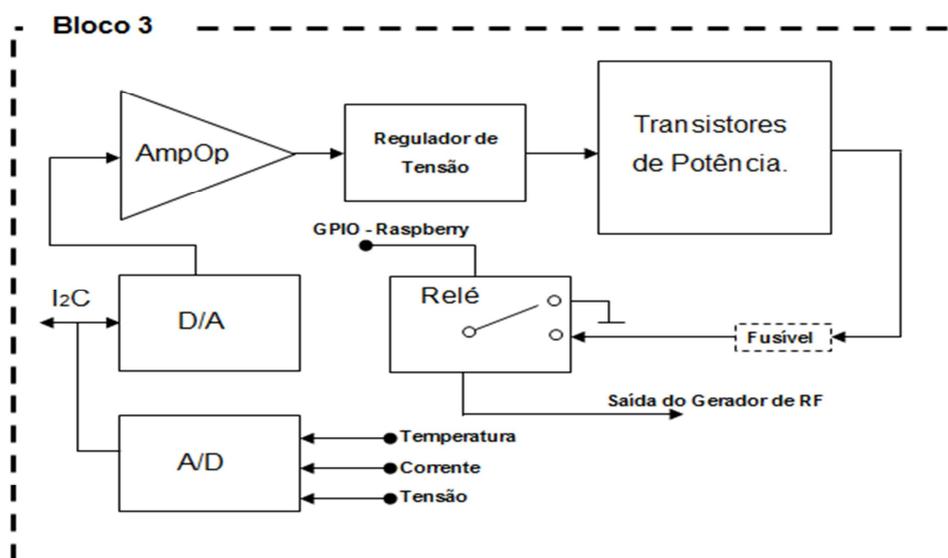
A medida de temperatura é realizada por um Thermistor PTC de 100 k $\Omega$ . O circuito é

formado por um resistor de 4k7 associado em série a este Thermistor. Para efetuar a calibração, os valores de tensão deste divisor são coletados pelo conversor ADC (ADS1115) e armazenados numa planilha do Excel para serem processados usando regressão linear. O mesmo procedimento para calibração é realizado com as medidas obtidas de corrente e tensão, embora, o processo de calibração tenha sido por regressão linear, foram realizados por meio de software, ajustes dos erros nas equações obtidas.

Os valores discretos quantizados pelo conversor ADC (ADS1115) são enviados ao Raspberry PI pelo barramento de comunicação serial usando o protocolo I<sub>2</sub>C [51]. Os conversores ADC e DAC – (PCF 8591- *Nexperia*, Nimega, *Netherlands*) compartilham o mesmo barramento. É recomendada, a inserção de capacitores eletrolíticos de 10 µF por 10 V no barramento, para evitar interferência e espúrios causados pela Alta frequência. Os cabos por onde trafegam este protocolo foram blindados para aumentar a robustez contra esta interferência.

### **3.4. PLACA DE CONTROLE DE POTÊNCIA**

No processo de ablação da região tumoral do fígado, a placa do equipamento para geração de potência, por meio de radiofrequência, é controlada com a variação da tensão no tap central do seu transformador, que é fornecida pelo circuito de controle mostrado na Figura 26.



**Figura 26** - Placa de controle de potência. Este diagrama representa o circuito responsável pela etapa de controle de potência. A tensão que sai do conversor DAC é amplificada e, transmitida à placa de potência bloco (2) da Figura 19.

A placa de controle de potência é a interface entre o computador Raspberry PI versão III e a placa de geração de radiofrequência e medidas. Para o desenvolvimento da placa os seguintes componentes foram utilizados: conversores digital analógico (DAC - PCF 8591) e analógico digital (ADC-ADS1115), amplificador operacional (AmpOp-LT1014), regulador de tensão ajustável (LM317--Texas Instruments, Dallas, USA ) [52], transistores de potência bipolares (MJ802-ON Semiconductor, Colorado, USA), transistor bipolar (BC556- ON Semiconductor, Colorado, USA ), fusível e Relé.

O conversor DAC recebe dados do Raspberry PI por meio do protocolo de comunicação I<sup>2</sup>C [51]. Esses dados representam um sinal de controle analógico discreto, com resolução de 8 bits. A saída analógica deste dispositivo é amplificada pelo Amplificador operacional (AmpOp) que possui a sua saída conectada a base do transistor (BC556) para ajustar o regulador de voltagem (LM317) para obter as tensões de 1.2 á 24 V<sub>DC</sub>.

A saída do regulador de tensão excita a base de três transistores de potência, por meio dos resistores de 150Ω, com a finalidade de controlar a corrente que passa por estes transistores quando aplicada a placa do Gerador de RF. Sem estes resistores a corrente não circularia uniformemente, o que provocaria aquecimento em cada transistor [53].

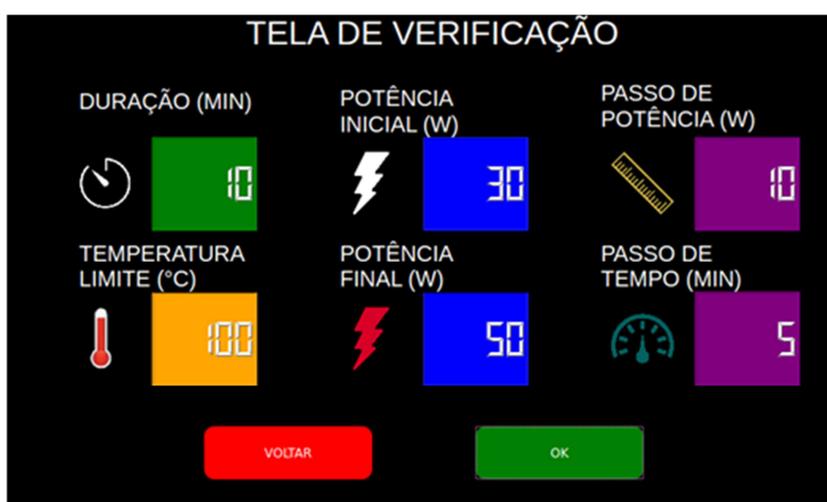
O banco de transistores fornece corrente suficiente para suprir a potência necessária ao processo de ablação através da placa de geração de RF e aquisição de medidas. Esta placa de controle Figura 26 possui relé e fusível na saída de tensão. O Relé é acionado pelo GPIO

(portas de entrada e saída), ou seja, a porta de saída do Raspberry PI. A tensão para o controle de potência é liberada apenas pelo comando do gerenciamento digital.

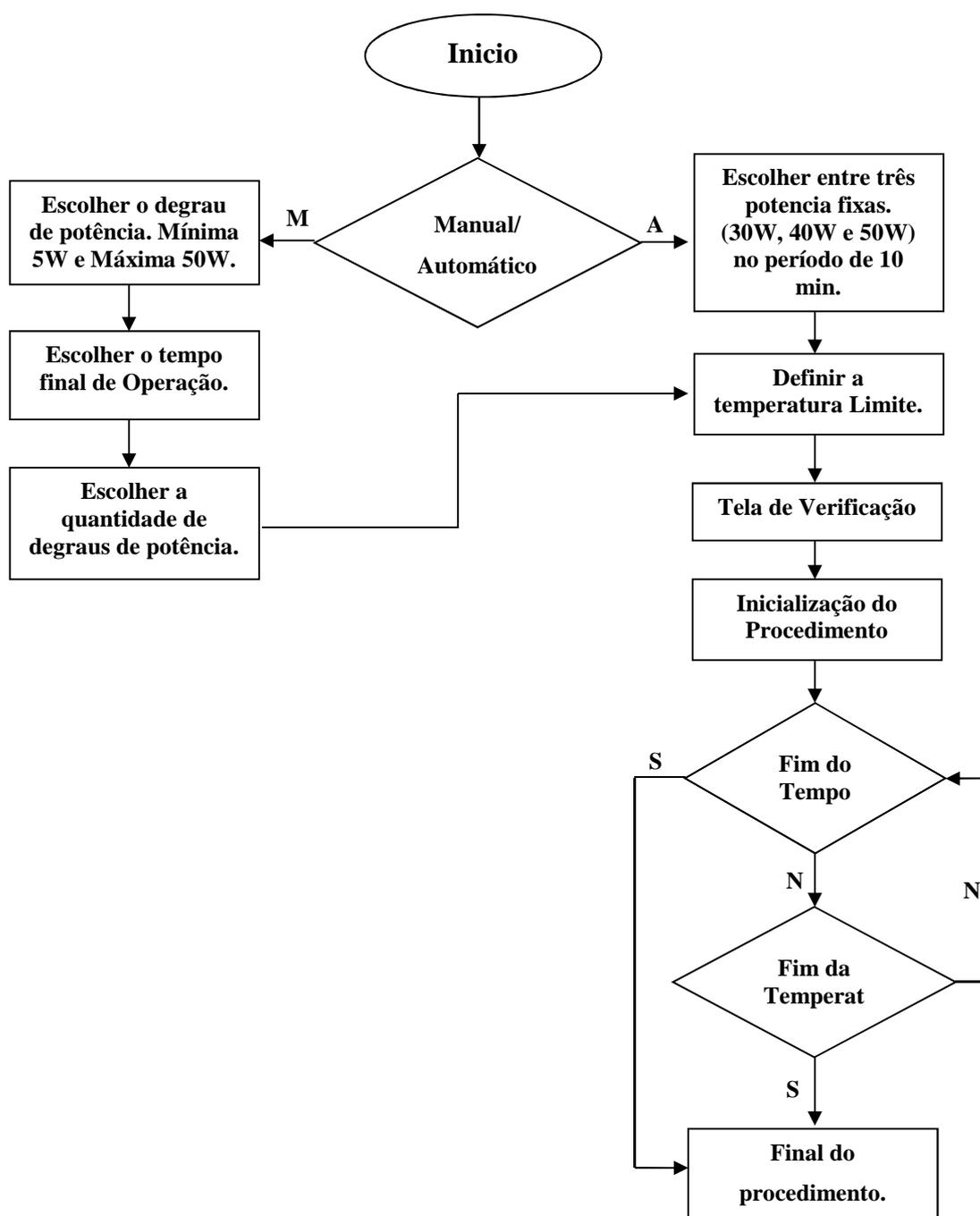
O conversor ADC (ADS1115) possui quatro canais de entradas analógicas, utilizados para: leitura de corrente, tensão e temperatura, sendo um destes não utilizado. Estes canais possuem tensão máxima de excursão de 0 á 5 VDC.

### 3.5. GERENCIAMENTO DIGITAL

O gerenciamento digital é feito pelo *Raspberry PI* versão III, que utiliza o processador ARMV8 *Quad-Core* BCM2837 á 1,2 GHz e permite conexão *Wi-Fi*. O sistema embarcado que realiza as funções do equipamento de ablação foi desenvolvido em *Python* [54, 55, 56]. Por meio dos recursos desta linguagem foi possível programar: interface gráfica, comunicações seriais utilizando o protocolo de transmissão RS232 e I<sub>2</sub>C, controles referentes a paradas por finalização de tempo, temperatura máxima e impedância quando acontece o *Roll-off*, além da modelagem do controlador Proporcional Integral e Derivativo (PID).



**Figura 27** - Esta tela faz parte do equipamento desenvolvido, ela aparece após os parâmetros programados em telas anteriores do equipamento. Estes dados são mostrados para certificar os parâmetros programados antes de executar o procedimento. Caso exista alguma dúvida, pode-se retornar e refazer a programação.



### 3.6. CALIBRAÇÃO DAS MEDIDAS DE TENSÃO, CORRENTE E TEMPERATURA.

Para calibração das medidas de tensão e corrente foi utilizado um osciloscópio digital de marca Tektronix, modelo TDS1001B, com largura de banda 40 MHz e taxa de amostragem 500 MS/s.

No levantamento das curvas de calibração destas medidas foram utilizadas cargas puramente resistivas com limiares maiores que 50% da potência máxima fornecida pelo equipamento e incertezas de +/- 10%, de acordo com o estabelecido na norma [4]. No processo de calibração foi considerada, também, a impedância do eletrodo.

As curvas obtidas nas medidas de corrente e tensão, em função das amostras coletadas pelos conversores ADC, foram interpoladas usando método de regressão linear simples, resultando num erro de aproximadamente +/- 10%, nos valores de potência e impedância. Para minimização deste erro foi programado funções para correção no referido software embarcado.

A calibração da medida da temperatura, usando o PTC, na região de ablação, foi realizada com o Raspberry PI. Para isto, foi desenvolvido um programa em Python para capturar as informações analógicas do sensor de temperatura e armazená-las, a cada grau, por meio da tecla enter, numa planilha do Excel. Desta forma, utilizou-se o mesmo processo de regressão linear simples para conversão dos dados discretos da planilha do Excel, para as temperaturas. Estes dados foram comparados com os valores medidos pelo multímetro DT858L, que possui um termopar tipo K, com erro de aproximadamente 0.8 °C. O erro no levantamento da curva de calibração da temperatura foi de aproximadamente +/- 5%.

### 3.7. CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Neste capítulo foram abordadas as estratégias de desenvolvimento do Equipamento Assistencial Médico (EMA). Na construção dos circuitos as seguintes ferramentas foram empregadas: *Proteus para layout* e simulação de circuitos, Matlab para simular os modelos matemáticos obtidos e os instrumentos de bancada.

O EMA proposto foi validado por meio de ensaios contemplados na Norma ABNT – IEC 60601-2-2 (2013) e pelos modelamentos matemáticos referentes aos projetos de filtros *Butterworth*. As placas de circuitos impressos foram construídas respeitando os conceitos de compatibilidade eletromagnética no desenvolvimento das trilhas elétricas. As imagens dos esquemas elétricos e das placas de circuito impresso estão nos anexos deste trabalho.

# CAPÍTULO 4

---

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

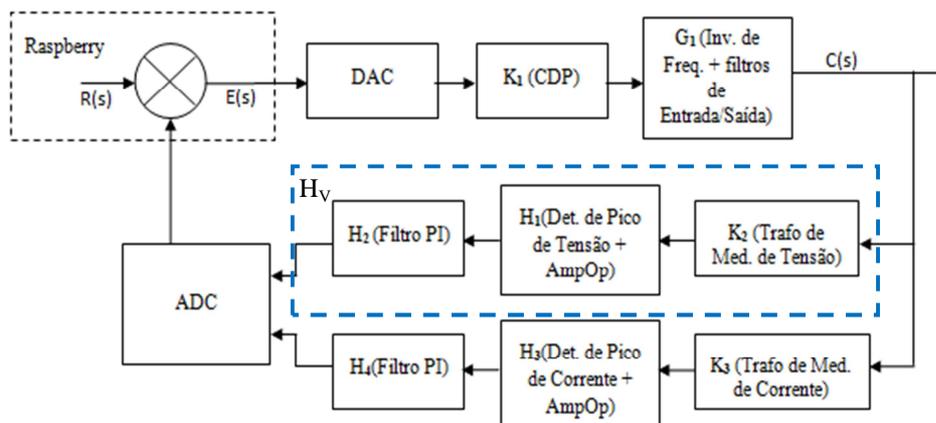
### 4.1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo foram elaborados os processos para simulações e ensaios do EMA, contemplando as modelagens matemáticas dos circuitos eletrônicos desenvolvidos. Assim, foi possível realizar as análises de desempenho e estabilidade, bem como os testes dos requisitos impostos pela norma ABNT - IEC 60601-2-2 (2013) e a funcionalidade do equipamento.

Ademais, foram elaboradas as metodologias para avaliação do Fator de Qualidade dos pólos, e dos processos de queima, utilizando o fígado suíno e o chuchu por meio do eletrodo ativo especificado. Por fim, por inspeção visual utilizando um osciloscópio, foi realizada uma avaliação qualitativa do formato do sinal na saída do equipamento.

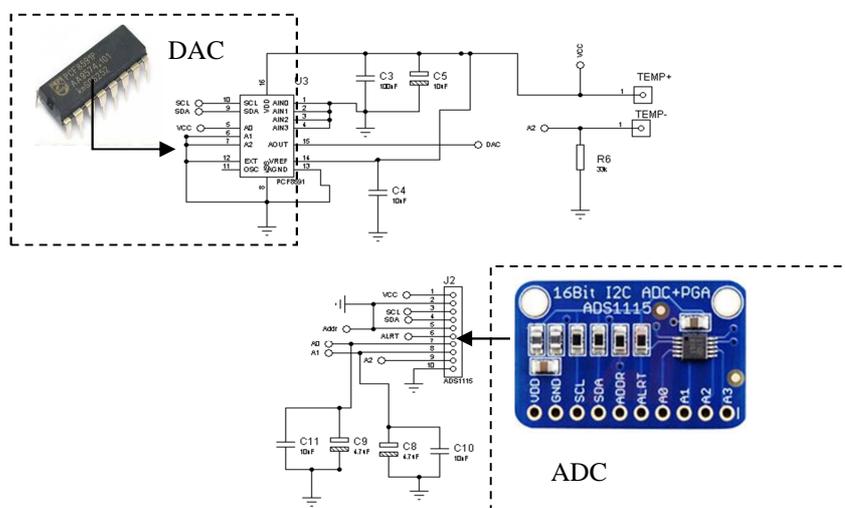
### 4.2. MODELAGEM

Para realização da modelagem sistêmica foram extraídos os diagramas de blocos que representam a placa de controle e o Gerador de RF classificados como caminho direto G, e as duas etapas de medidas de corrente e tensão que são definidas como caminhos de realimentação H. O diagrama de blocos da Figura 28 representa todo circuito do equipamento, sendo utilizado para auxiliar na compreensão e realização da sintonização do compensador.



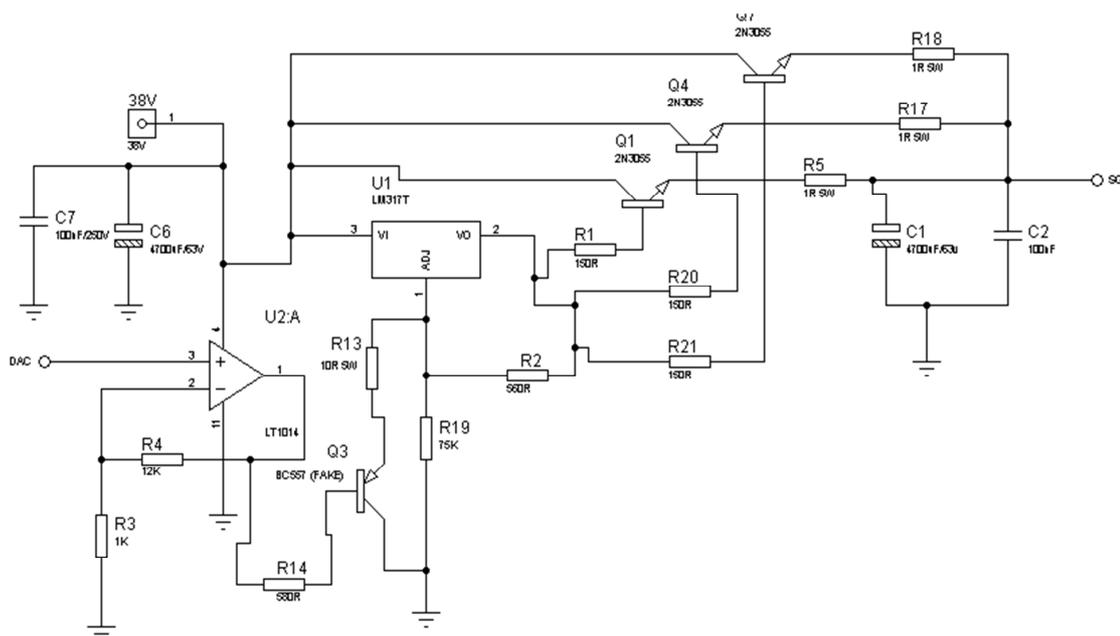
**Figura 28** - Diagrama de blocos referente ao circuito analógico que compõem o EMA. De cada bloco referente ao caminho direto  $G$  e o caminho de realimentação  $H$  foram extraídos modelagens fenomenológica e por identificação de sistemas para verificar os parâmetros de desempenho e estabilidade de todo circuito.

Os blocos referentes à discretização mostrada na Figura 28 é a representação dos componentes eletrônicos ilustrados na Figura 29. Ambos serão modelados pelo amostrador e segurador de ordem zero.



**Figura 29** - Nesta figura estão sendo ilustrados os circuitos que fazem a conversão digital analógico e analógico digital. Estes circuitos são conectados no Raspberry PI e se comunicam por meio do padrão  $I_2C$ .

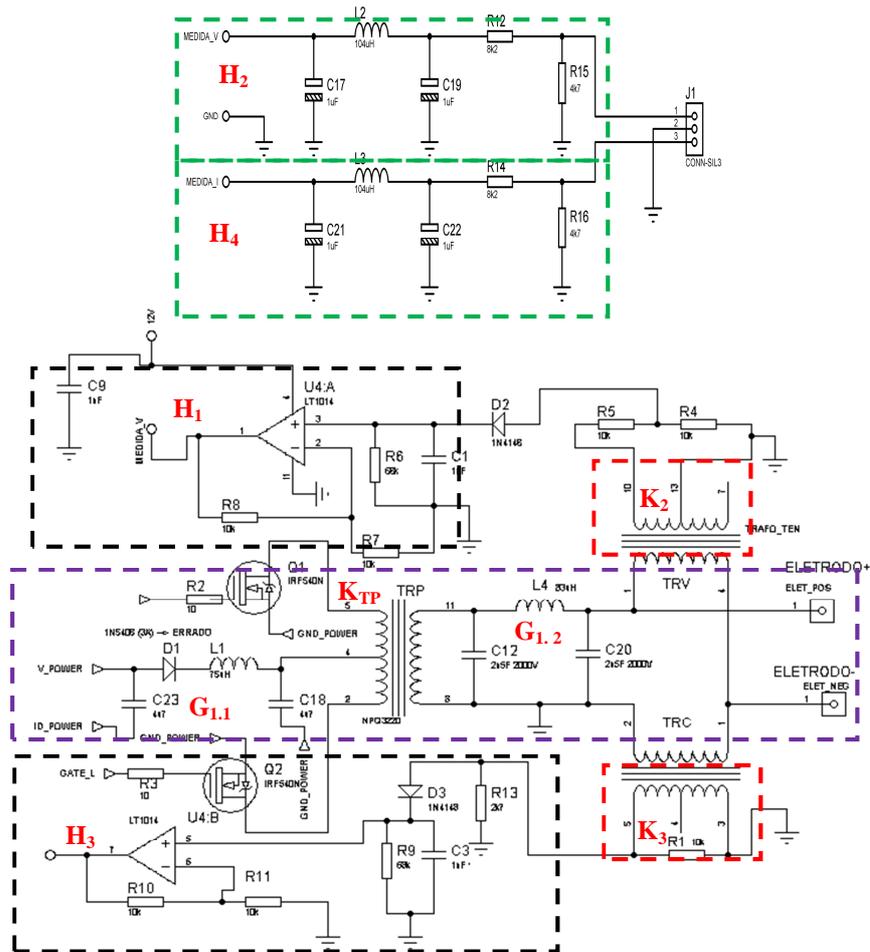
O bloco referente ao ganho  $K_1$  do caminho direto  $G$  corresponde ao circuito ilustrado na Figura 30.



**Figura 30** - Nesta figura está ilustrada a etapa de controle de potência. O sinal que sai do DAC com excursão de 0 a 5V é inserido no pino 3 do amplificador operacional (LT1014). Desta forma, o ganho é a relação entre o nível de entrada e saída deste circuito de controle de potência.

Os diagramas da Figura 28 restantes referentes ao caminho direto e o de realimentação estão representados na Figura 31. Sendo que os modelos foram extraídos dos circuitos descritos a seguir: 1)  $G_1$  circuito delineado pela cor roxa de maneira que  $G_1 = K_{TP} G_{1.1} G_{1.2}$ ; 2) os ganhos  $K_2$  e  $K_3$  referentes aos transformadores de medidas de tensão e corrente estão representados respectivamente nas cores vermelha; 3) os detectores de pico de tensão e corrente estão destacados com a cor preta juntamente com os amplificadores operacionais; e 4) os filtros de saída dos circuitos de medida de tensão e corrente estão inscrito no quadrado tracejado com a cor verde.

Os ganhos de tensões referentes à placa de controle, transformador de potência e transformador de medida, foram obtidos com base na avaliação prática da saída dividida pela entrada em conjunto com a relação de espiras entre o primário e o secundário para validar o procedimento. Os ganhos de corrente não foram possíveis obter neste momento. As perdas intrínsecas dos transformadores não permitiram nem associar ao número de espiras.

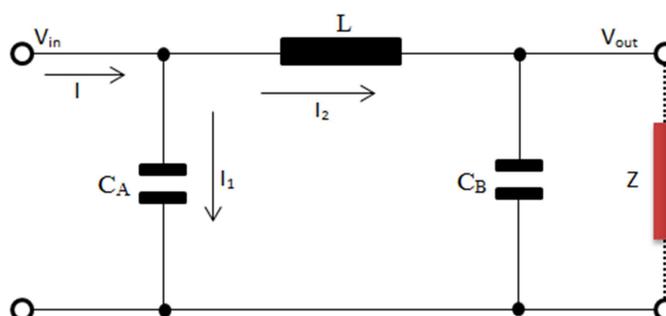


**Figura 31** - Esta figura representa os circuitos que compõem o diagrama de blocos da figura 28. Estão contidos, o inversor de frequência com seus filtros de entrada e saída, os transformadores de potência e medida de corrente e tensão, os detectores de pico de tensão e corrente e os amplificadores operacionais.

#### 4.2.1. Modelagem Fenomenológica (MF)

Ao observar a Figura 31 pode-se inferir que o circuito possui bastantes filtros da topologia Butterworth, representado na Figura 32. Assim, foi necessário modelar apenas um filtro, cuja equação foi utilizada como base para grande parte dos modelos, alterando apenas a impedância  $Z$  indicada de vermelho na Figura 32. De maneira a verificar a metodologia utilizada, todo circuito foi calculado de forma direta, obtendo resultados idênticos. Para os demais circuitos como amplificadores operacionais e divisores de tensão, foram utilizados os modelos existentes na literatura. Em ambos os casos, foram modelados usando as leis das

correntes de Kirchhoff, obtendo assim as equações diferenciais que representam o comportamento do sistema. De maneira a facilitar a resolução das equações diferenciais foi aplicada a transformada de Laplace.



**Figura 32** - Topologia base para o modelamento das equações descritas no capítulo 5. Nesta topologia, a impedância que está na cor vermelha, pode ser substituída pela impedância do primário do TRP e do fígado que está associada às impedâncias de entradas dos TRV e TRC, Figura 31, para fins de modelamento. Fonte: Própria.

Na modelagem do circuito PI, Figura 32, foram definidas as tensões de entrada ( $V_{in}$ ) e a de saída ( $V_{out}$ ). O nó de conexão entre o capacitor  $C_A$  e o indutor  $L$  foi escolhido para calcular o somatório das correntes que entram e sai naquele nó, desta forma, o cálculo iniciou-se considerando que  $I = I_1 + I_2$ , ou seja,  $I$  representa a corrente que é entregue para todo o circuito, inclusive a componente da carga conectada na saída do circuito da Figura 32. O  $I_1$  significa a corrente que flui pelo  $C_A$  e,  $I_2$  a corrente que passa pelo indutor  $L$  e alimenta o capacitor  $C_B$  e a carga na saída do circuito.

Aplicando a metodologia descrita acima, a função de transferência do sistema representado na Figura 28, considerando a realimentação da medida de tensão, foi de 9ª ordem, ou seja, um sistema de nove pólos. No entanto, de maneira a obter os parâmetros de desempenho do sistema e facilitar o seu controle, o mesmo foi reduzido para um sistema de 2ª ordem, utilizando o algoritmo de Mollenkamp. Esta redução foi avaliada usando a métrica *Root Mean Square Error (RMSE)*, com intuito de verificar o grau de confiabilidade.

#### 4.2.2. Identificação de Sistemas (IS)

Para levantar os modelos usando esta técnica foi programada no Raspberry PI, usando a linguagem Python, as funções matemáticas que representam os sinais de entrada no formato degrau, rampa, parábola e senoide. Estes sinais foram injetados por meio da placa de controle, na entrada do circuito gerador de radiofrequência representado pelos diagramas de blocos da Figura 28. As amostras dos sinais de saída de corrente e tensão deste circuito, após discretizado pelo conversor analógico digital, foram armazenados automaticamente pelo próprio equipamento em uma planilha do Excel (identificação de sistemas Off-Line).

Os dados armazenados foram processados pela ferramenta System Identification do software Matlab para identificação de sistema. Nesta ferramenta foi usado o processo de modelagem de 2º ordem. Este método possibilitou a geração de modelos matemáticos correspondentes a cada sinal de entrada com seu respectivo intervalo de confiança.

#### 4.2.3. Comparação entre MF e IS

A comparação entre a modelagem fenomenológica e a identificação de sistemas, tem o intuito de verificar o grau de similaridade entre as funções geradas pelas duas técnicas. Esta observação é importante porque a obtenção da função de Transferência por (IS) foi baseada em dados extraídos por meio de aplicação de sinais de testes na entrada do equipamento, desta forma, a finalidade seria validar a (MF).

Para fazer a comparação é necessário normalizar as funções obtidas pelos dois métodos, tanto na amplitude quanto no tempo. A normalização é feita dividindo o ganho DC da curva de resposta obtida pela própria amplitude. Todas as funções que serão comparadas também precisam estar no mesmo intervalo de tempo para garantir que serão comparadas ponto a ponto. Estas verificações são efetuadas utilizando a métrica RMSE que indicará o percentual de semelhança entre as funções de referência e as de comparação.

Desde modo, as curvas geradas por IS foram replicadas em dois gráficos, sendo que o primeiro permite uma análise das respostas do sistema de 9ª ordem, MF, com as respectivas, e o segundo com o sistema de 2ª ordem, MF, resultante da redução do sistema de 9ª ordem. Os

erros comparativos foram registrados em tabelas para avaliação.

### 4.3. AVALIAÇÃO DE CONFORMIDADE DO EMA

Foram realizados ensaios essenciais para verificar a eficiência do protótipo, conforme estabelecidos pela norma NBR-IEC 60601-2-2 (2013). A Figura 33 ilustra a bancada utilizada para realização dos testes. Esta foi preparada de maneira a evitar que interferência externa altere a qualidade dos resultados. Para garantir esta confiabilidade foi colocado um plano de terra de alumínio conectado no neutro da tomada elétrica funcionando como blindagem. Nos ensaios realizados o ambiente foi caracterizado por meio de medições da temperatura 22,3 °C, umidade relativa do ar 52% e pressão atmosférica 1021,6 hPa.



**Figura 33** - Esta bancada foi preparada atendendo os requisitos da norma NBR-IEC 60601-2-2. A mesa tem 1 m de altura, feita de madeira com uma placa de alumínio conectada ao neutro da tomada elétrica. Os cabos de AF e terra estão espaçados em 0,5m.

Para atender a Norma NBR-IEC 60601-2-2, (2013) os resistores utilizados nos ensaios, precisam ter os limiares superiores a 50 % da potência fornecida a carga de 50  $W_{RMS}$ . Seguindo estes requisitos, os testes em bancada foram realizados colocando resistores de 50 $\Omega$  com potência de 100W em série, em passo de 50 $\Omega$ , até 300 $\Omega$ , e em paralelo para resistências menores que 50 $\Omega$ . As demais cargas inseridas na associação a partir de 300 $\Omega$  foram 6 cargas de 100 $\Omega$  de 10W, 11 cargas de 56 $\Omega$  de 15W, e 6 cargas de 82 $\Omega$  para 20W. Logo, pela regra da divisão de tensão, os limiares foram respeitados. Essas cargas possuem componentes

indutivos, no entanto, a fase de impedância não ultrapassa a 1 grau, valor este bem inferior ao máximo permitido pela norma, que é de 8,5 graus.

Para exemplificar os cálculos das fases de impedâncias, coluna 3 da Tabela 4, foram selecionados apenas três resistores. Adotou-se a frequência (F) padrão de medida de 1kHz para o cálculo da reatância indutiva, conforme Equação (26).

$$X_L = j2\pi FL, \quad (26)$$

$$\Theta = \arctang\left(\frac{|X_L|}{|R|}\right), \quad (27)$$

na Equação (26),  $X_L$  equivale a reatância indutiva, F a frequência padrão de 1kHz e L a indutância intrínseca dos resistores. Para calcular a fase de impedância ( $\Theta$ ) utilizou-se a Equação (27).

**Tabela 4** - Demonstração dos cálculos da fase de impedância de parte dos resistores utilizados nos ensaios propostos.

Resistência ( $\Omega$ )	Indutância (mH)	Fase $\Theta$ (graus)
50,1	0,11	0,79
83,5	0,17	0,73
101,8	0,20	0,71

Nos ensaios utilizou-se uma placa de aço inox com dimensões de 16,0 x 11,9 cm, como eletrodo neutro, conectado ao terra do equipamento. Para a saída da AF utilizou-se um eletrodo ativo, tipo guarda-chuva, de *Nitinol*. Entre estes eletrodos foi conectada a carga.

Durante a fase de desenvolvimento do equipamento de ablação, optou-se por calibrar o equipamento utilizando a tensão e a corrente RMS. Entretanto, para obter a Potência Declarada, em cumprimento ao estabelecido pela norma NBR-IEC 60601-2-2 (2013) utilizou-se a potência RMS em conjunto com o Fator de Crista obtido em cada ponto da curva, este ajuste, leva em consideração as pequenas distorções do sinal de saída do equipamento, para evitar realizar uma aproximação grosseira multiplicando a  $\sqrt{2}$ , desta forma, os dados para construção das curvas foram coletados com maior segurança.

#### 4.3.1. Exatidão do ajuste de controle de Saída

Para validação das medidas realizadas nos ensaios foi necessário à comparação dos parâmetros medidos pelo equipamento de ablação e pelo osciloscópio.

Na avaliação da exatidão das medidas realizadas pelo equipamento de ablação foi adotada uma carga padrão de  $50,1\Omega$ . O equipamento de ablação foi ajustado no modo manual, com potência inicial de  $5W_{RMS}$  e final de  $50W_{RMS}$ . O incremento da potência foi programado em 10 passos de  $5W_{RMS}$  num período de 10 minutos. Assim, a cada um segundo, os dados da potência de controle eram armazenados automaticamente numa planilha. De maneira semelhante, os dados da potência de saída obtidos pelo osciloscópio eram armazenados. Por meio destes dados foi possível verificar o erro de exatidão do ajuste de controle de saída.

#### 4.3.2. Monotonicidade do ajuste de controle de saída

É um teste de conformidade definido para avaliar os limiares médios e máximos de potência declarada aplicada na região de ablação do fígado. Isso garantirá a não ocorrência de picos de potência durante o processo de ablação, ou seja, a potência do equipamento permanecerá constante, dentro da margem de erro estabelecida pela norma, NBR-IEC 60601-2-2 (2013).

O ensaio foi realizado com a associação das cargas em séries e em paralelo. Inicialmente, foi colocado três resistores em paralelo entre o eletrodo neutro e o eletrodo ativo, realizando a primeira medição. Em seguida, foi retirando um resistor por vez e procedendo a mesma medição. Após o termino das medições com os resistores em paralelo, foi colocado um resistor em serie entre o eletrodo neutro e o eletrodo ativo realizando a primeira medição nessa nova configuração, em seguida, foi acrescentando um resistor a cada medição. Para obtenção das cargas equivalentes foi utilizado um multímetro digital marca LC-301 ICEL. A Tabela 5 ilustra as associações dos resistores durante os testes.

O erro calculado é meramente ilustrativo, o importante nesta metodologia foi o fato de mencionar que no experimento, os valores utilizados em detrimento as associações, foram os medidos com o multímetro, por representar o valor real.

**Tabela 5** - Associações dos resistores utilizados nos ensaios, com valores teóricos e práticos, e seus respectivos erros de medidas. As duas barras em paralelo significam associação em paralelo e o sinal de soma associação em série. A coluna indicada por Equivalência representa o cálculo teórico das associações e a coluna medida indica os valores obtidos por um multímetro digital. O erro é o resultado da diferença entre o teórico e medido.

Item	Associações ( $\Omega$ )	Equivalência ( $\Omega$ )	Medida ( $\Omega$ )	Erro %
1	50//50//50//50	12.5	13.2	5.6
2	50//50//50	16.7	17.3	3.59
3	50//50	25	26.2	4.8
4	50	50	50.1	0.2
5	50 + 50	100	99.1	0.9
6	100 + 50	150	147.9	1.4
7	150 + 50	200	203.8	1.9
8	200 + 50	250	253.8	1.52
9	250 + 50	300	303.7	1.23
10	300 + 82	382	385	0.79
11	382 + 82	464	467	0.65
12	464 + 82	546	550	0.73
13	546 + 82	628	630	0.32
14	628 + 82	710	715	0.7
15	710 + 82	766	767	0.13
16	766 + 56	822	823	0.12
17	822 + 56	878	880	0.23
18	878 + 56	934	935	0.11
19	934 + 56	990	990	0
20	990 + 56	1046	1043	0.29
21	1046 + 56	1102	1101	0.09
22	1102 + 56	1158	1155	0.26
23	1158 + 56	1214	1211.5	0.21
24	1214 + 56	1270	1266	0.31
25	1270 + 56	1326	1321	0.38
26	1326 + 56	1382	1380	0.14
27	1382 + 100	1482	1480	0.13
28	1482 + 100	1582	1577	0.32
29	1582 + 100	1682	1679	0.18
31	1682 + 100	1782	1778	0.22
31	1782 + 100	1882	1881	0.05
32	1882 + 100	1982	1981	0.05

#### 4.3.3 Análise do sinal usando o Fator de Crista (FC)

Para avaliar o FC foi utilizada a mesma metodologia para associação das cargas no ensaio de Monotonicidade. Contudo, para fazer esta avaliação foi considerada apenas a tensão máxima. Entretanto, as medidas de tensão de pico ( $V_P$ ) e tensão RMS ( $V_{RMS}$ ) foram realizadas por um osciloscópio digital, considerando a potência máxima de  $50W_{RMS}$  ou aproximadamente 100W de pico, potência declarada. Estes dados foram avaliados considerando o percentual de erro do sinal de saída do equipamento em referência a sinal senoidal puro.

#### 4.4. AVALIAÇÃO DO FATOR DE QUALIDADE DOS PÓLOS

O fator de qualidade ( $Q_p$ ) mencionado no capítulo 3 foi avaliado usando o Matlab. Esta simulação foi realizada com a função de transferência modelada por meio das técnicas apresentadas sobre modelos fenomenológicos. Para esta avaliação, utilizou-se o diagrama de bode para verificar o comportamento da potência do sinal de saída, à medida que a impedância é aumentada. Este fato é justificável porque o fator de qualidade está relacionado com a impedância do fígado. Estas simulações mostram o comportamento do circuito no momento que a impedância do fígado aumenta em consequência da queima.

Utilizando o método do Lugar Geométrico das Raízes - LGR, foi possível verificar o caminho percorrido pelos pólos à medida que a carga do sistema era alterada. Desta forma, verificou-se que o comportamento dos pólos está de acordo com o referencial bibliográfico. Adicionalmente, foi simulado a reposta ao degrau, verificando o comportamento do sinal na saída do filtro que converte a onda quadrada em senoidal, que se encontra no inversor de frequência, conforme a variação da carga.

#### 4.5. AVALIAÇÃO DO PROCESSO DE ABLAÇÃO NO CHUCHU

Após todas as análises efetuadas foram realizados alguns testes práticos para verificar a região de queima, quando aplicado o RF no Chuchu, pelos motivos expostos no capítulo 2. Nestes ensaios foram realizadas 4 queimas usando potência fixa  $30 W_{RMS}$ , desta forma, o tempo máximo definido foi de 6 minutos. Este tempo foi escolhido com base na observação de experimentos posteriores a estes quatro experimentos escolhidos com margem de 1 minuto para efeito de observação.

Este tipo de ensaio tem a finalidade de verificar o diâmetro de queima atingido nestes processos e a curva de impedância que o legume apresenta. Os dados de impedância foram armazenados em uma planilha do Excel gerada pelo equipamento. Feito este procedimento, com o uso do Matlab, foram traçadas as curvas de impedância para a análise do fator de Roll-Off.

#### 4.6. AVALIAÇÃO DO PROCESSO DE ABLAÇÃO NO FÍGADO SUÍNO

De posse de um fígado com 23°C de temperatura interna inicial, foram realizados 4 ensaios, relativos a ablação, de maneira a identificar o diâmetro da queima. Os dados de impedância para avaliação do *Roll-Off* foram armazenados em uma planilha do Excel gerada pelo equipamento. Para cada ensaio foi levantado uma curva de impedância usando o Matlab com os dados de impedância extraídos. Os resultados foram comparados com os obtidos pela ablação realizada com o chuchu. Neste caso, não foi definido tempo porque o *Roll-Off* ocorreram com menos de 3 minutos.

#### 4.7. ELETRODO UTILIZADO NO PROCESSO DE ABLAÇÃO

No processo de ablação do chuchu e do fígado foi utilizado um eletrodo guarda-chuva da Boston 4.0, conforme visualizado na Figura 34. As hastes não foram abertas completamente, contudo, o padrão de abertura foi respeitado por meio de uma marca no próprio eletrodo para os experimentos com o chuchu e o fígado suíno.



**Figura 34** - Eletrodo da Boston 4.0 formato guarda-chuva. Nos experimentos foi feita uma marca neste eletrodo para reduzir o ângulo de abertura. Este eletrodo funciona como uma antena, confinando o sinal de RF no local de ablação.

#### 4.8. AVALIAÇÃO POR INSPEÇÃO DO SINAL DE SAÍDA DO EQUIPAMENTO

Nesta avaliação foi utilizada uma carga de  $48,8\Omega$ , sendo submetida a uma potência de  $50W_{RMS}$  do equipamento. Em seguida, utilizando um osciloscópio digital, foi possível verificar de maneira perceptível, ou seja, visual, a existência ou não de distorção no formato do sinal. Ressaltando que o formato desejado é de uma onda senoidal pura. Esta avaliação é realizada com maior rigor por meio do procedimento utilizado para realização da avaliação do Fator de Crista, no item 4.3.3.

#### 4.9. CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Os diagramas de blocos extraídos dos circuitos do EMA, sistematizou a criação dos modelos fenomenológicos e de identificação de sistemas, que serão avaliados conforme os critérios de desempenho e estabilidade. Além disto, as duas metodologias de obtenção de modelos serão comparadas entre si usando métricas RMSE.

Os ensaios constantes da Norma ABNT NBR-IEC 60601-2-2, (2013) foram delineados de forma a assegurar a confiabilidade e a exatidão dos procedimentos para avaliação do equipamento.

A avaliação do fator de qualidade dos pólos consiste na verificação do comportamento do sinal em relação ao aumento da impedância e a constatação do aumento da seletividade do filtro de saída do equipamento.

Para as análises da funcionalidade do EMA foram traçadas as metodologias para realização das queimas com chuchu e com o fígado suíno. Foi descrito o modelo do eletrodo usado neste processo e os detalhes para avaliação dos sinais de saída em consequência da potência máxima aplicada a uma carga de referência padrão.

# CAPÍTULO 5

---

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 5.1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados teóricos e práticos consecutivamente das modelagens e dos ensaios propostos referentes ao equipamento desenvolvido.

Para garantir a robustez dos ensaios, a temperatura do transformador de potência foi monitorada utilizando um pirômetro digital, marca GM320, mantendo-se próximo a 50°C. Assim, foi possível verificar que o transformador de potência funcionou dentro das características técnicas estabelecidas na construção, cuja temperatura não podia ultrapassar 80°C, devido à perda de potência em decorrência da baixa eficiência.

Por fim, serão mostrados os gráficos referentes às avaliações de desempenhos do sistema listados a seguir: Testes de exatidão, monotonicidade, fator de crista, desempenho do filtro de saída do circuito inversor de frequência, do processo de ablação utilizando chuchu e o fígado, da imagem da saída do EMA monitorada por um osciloscópio, além dos custos de matéria prima.

### 5.2. MODELOS MATEMÁTICOS

#### 5.2.1. Modelagem Fenomenológica

Os modelamentos contemplados neste capítulo referem-se à análise de desempenho e estabilidade dos circuitos do EMA. Desta forma, cada equação corresponde a uma etapa do

circuito que será detalhada. Os ganhos destas etapas são:  $K_1 = 6,8$ ,  $K_{TRP} = 10$  e  $K_2 = 1/10$ .

Para efetuar estas operações primeiramente será evidenciado o caminho direto  $G$ , que tem como finalidade a geração de radiofrequência. A função de transferência que modela os conversores ADC/DAC no domínio discreto é conhecida como segurador de ordem zero (Zoh). A Equação (28) representa esta função.

$$G_h = \frac{1 - e^{-sT}}{s}, \quad (28)$$

o próximo passo é obter o  $G_1$  que está relacionado com o inversor de frequência utilizado na placa do gerador de RF. Para obter a função de transferência basta realizar o somatório das correntes que chegam a um nó escolhido para realizar a análise, Figura 32, Equação (29):

$$I = I_1 + I_2, \quad (29)$$

logo:

$$\frac{V_{in}}{Z_{eq}} = sC_A V_{in} + \frac{V_{in} - V_{out}}{sL}, \quad (30)$$

$$Z_{eq} = \frac{1}{sC_A} // [sL + (\frac{1}{sC_B} // Z)], \quad (31)$$

a manipulação das Equações (30) e (31) resultam em:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = G = \frac{\frac{1}{LC_B}}{s^2 + \frac{1}{ZC_B}s + \frac{1}{LC_B}}, \quad (32)$$

a partir da Equação (32) será modelado o  $G_1$  que corresponde ao inversor de frequência em conjunto com os filtros de entrada e saída. Sendo que  $G_1 = G_{1,1}G_{1,2}K_{TRP}$ , o  $G_{1,1}$  representa o filtro de entrada do circuito inversor, e  $Z = sL_P$  a impedância de entrada do transformador de potência (TRP) e  $Z_{TR} = 0,077\Omega$  o valor da resistência Drain(D)-Source(S) do transistor MOSFET (IRF540). O  $G_{1,2}$  representa o filtro de saída do inversor, sendo  $Z$  a impedância equivalente das entradas dos (TRV) e (TRC) associadas à impedância do fígado ( $Z_F$ ), e por fim o  $K_{TRP}$  referente ao ganho do TRP.

Para compor a Equação (33) consideraram-se os valores dos componentes eletrônicos do filtro de entrada do inversor de frequência descritos na Figura 31.

$$G_{1.1} = \frac{A_1 s + Z_{TR}}{B_1 s^3 + B_2 s^2 + B_3 s + Z_{TR}}, \quad (33)$$

sendo  $A_1 = L_P$ ,  $B_1 = L_1 L_P C_{18}$ ,  $B_2 = L_1 C_{18} Z_{TR}$  e  $B_3 = L_1 + L_P$ . Para o cálculo do  $G_{1.2}$ , a impedância equivalente que será inserida no local de  $Z$ , na Equação geral (32), está representada na Equação (34) olhando o filtro conectado no secundário do TRP da Figura 31, é:

$$Z = \frac{A_2 s^2 + A_3 s}{B_4 s + Z_F}, \quad (34)$$

sendo  $A_2 = L_C L_V$ ,  $A_3 = Z_F (L_C + L_V)$  e  $B_4 = L_V$ . Na Equação (34),  $L_C$  e  $L_V$  representa respectivamente à indutância de entrada dos TRC e TRV e o  $Z_F$  a impedância do fígado. Substituindo a Equação (34) na Equação (32) tem-se:

$$G_{1.2} = \frac{A_2 s + A_3}{A_2 B_5 s^3 + A_3 B_5 s^2 + (B_6 + A_2) s + A_3}, \quad (35)$$

sendo  $B_5 = L_4 C_{20}$  e  $B_6 = L_V L_4$ . Logo, sabendo-se que o  $K_{TRP} = 10$ , a expressão referente à  $G_1$  pode ser escrita,  $G_1 = G_{1.1} G_{1.2} K_{TRP}$ .

**Tabela 6** - Após calculado a convolução que resultou no  $G_1$ , os valores numéricos, calculados pelo Matlab, que fazem parte da Equação (36), estão contidos nesta tabela com representação alfanumérica de cada item .

**Valores calculados por convolução no Matlab**

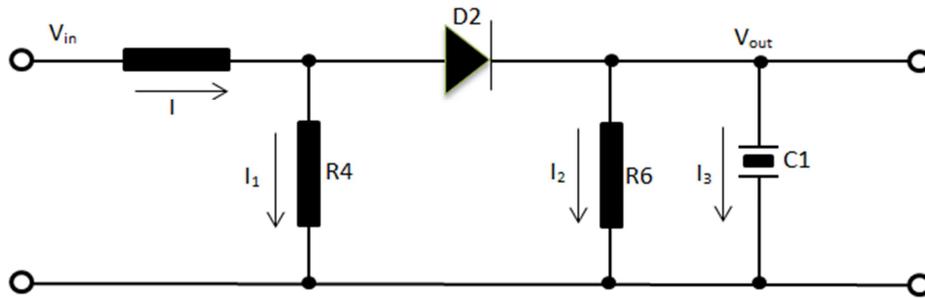
$Z_1$	$Z_2$	$Z_3$	$P_1$	$P_2$	$P_3$	$P_4$	$P_5$	$P_6$
$1,37 \times 10^{23}$	$1,89 \times 10^{30}$	$8,55 \times 10^{33}$	$7,38 \times 10^{07}$	$8,49 \times 10^{13}$	$6,71 \times 10^{19}$	$1,6 \times 10^{24}$	$1,02 \times 10^{30}$	$8,55 \times 10^{32}$

$$G_1 = \frac{Z_1 s^2 + Z_2 s + Z_3}{s^6 + P_1 s^5 + P_2 s^4 + P_3 s^3 + P_4 s^2 + P_5 s + P_6}. \quad (36)$$

### 5.2.1.1. Modelo da Medida de tensão

Na sequência de modelamentos, o caminho de realimentação  $H_v$  referente a medidas de tensão aplicada no processo de ablação foi tratado. Neste caso, o  $H_v = H_1 H_2 K_2$ , Figura 28, deste modo, as etapas para obtenção do  $H_1 = H_{1.1} K_{OP}$  e  $H_2$  foram descritas. Assim, a Figura 35

auxilia na identificação do método para a extração do  $H_{1,1}$ .



**Figura 35** - Parte do circuito da Figura 31 referente ao divisor de tensão e o detector de pico. Usando o somatório das correntes que passam pelo nó, foi modelada a função de transferência que representa este circuito. O diodo nesta situação é considerado uma chave acionada.

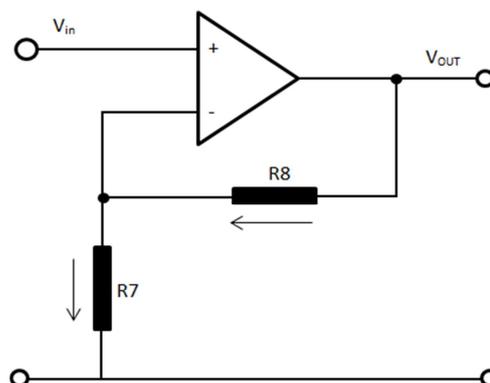
$$I = I_1 + I_2 + I_3, \quad (37)$$

para calcular o  $H_1 = H_{1,1}K_{OP}$ , tem-se:

$$\frac{V_{in} - V_{out}}{R_5} = \frac{V_{out}}{R_4} + \frac{V_{out}}{R_6} + sC_1 V_{out}, \quad (38)$$

$$H_{1,1} = \frac{1}{E_1 s + E_2}, \quad (39)$$

sendo  $E_1 = R_5 C_1$ ,  $E_2 = R_5/R_4 + R_5/R_6 + 1$ . A Figura 36 mostra o circuito que representa a próxima etapa que o sinal deverá passar após sair do circuito mostrado na Figura 35.



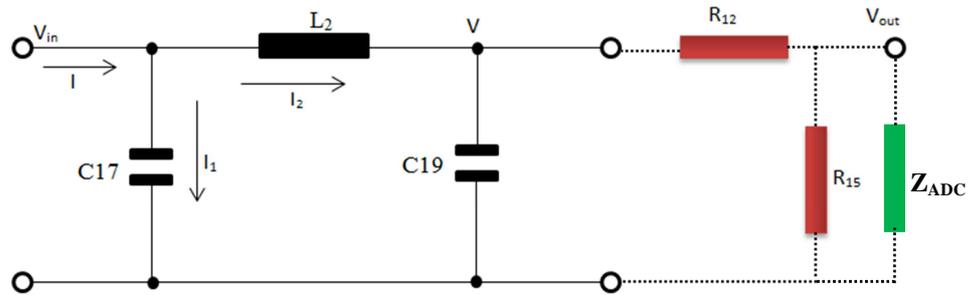
**Figura 36** - Esta topologia de amplificador operacional não inversor é muito conhecida na literatura. Este circuito é importante para

amplificar os sinais que saem do detector de pico. Fonte: própria.

$$\mathbf{H}_1 = \mathbf{H}_{1.1} \mathbf{K}_{OP} = \frac{\mathbf{K}_{OP}}{\mathbf{E}_1 s + \mathbf{E}_2}, \quad (40)$$

sendo  $\mathbf{K}_{OP} = R_8/R_7 + 1$  o ganho do Amplificador Operacional.

A modelagem do  $\mathbf{H}_2$  foi realizada de acordo com a impedância de saída do filtro referente à medida de tensão mostrada na Figura 32. Na Figura 37 está exemplificado todo método de análise.



**Figura 37** - Esta imagem mostra esquematicamente a direção do fluxo de corrente que será utilizada no modelo. Para fazer a modelagem deste circuito, a análise foi dividida em duas partes, a primeira análise é a região em preto e a segunda a região em vermelho juntamente com a impedância em verde que representa a impedância de entrada do conversor ADC de formar a gerar duas equações que resultara no  $\mathbf{H}_2$ . Fonte: própria.

As Equações abaixo são resultados da modelagem do circuito destacado na cor preta.

$$\mathbf{I} = \mathbf{I}_1 + \mathbf{I}_2, \quad (41)$$

$$\frac{\mathbf{V}_{IN}}{\mathbf{Z}_{EQ}} = \mathbf{V}_{IN} \mathbf{C}_{17} + \frac{\mathbf{V}_{IN} - \mathbf{V}}{\mathbf{sL}_2}, \quad (42)$$

$$\mathbf{Z}_{EQ} = \frac{1}{\mathbf{sC}_{17}} // \left\{ \mathbf{sL}_2 + \left[ \frac{1}{\mathbf{sC}_{19}} // (\mathbf{R}_{12} + \mathbf{Z}_{OUT}) \right] \right\}, \quad (43)$$

$$Z_{OUT} = \frac{R_{15}Z_{ADC}}{R_{15} + Z_{ADC}}, \quad (44)$$

ao substituir o  $Z_{EQ}$ , Equação (43), na Equação (42) obtém-se a Equação (45).

$$V = \frac{V_{IN}N_2}{N_1N_2s^2 + L_2s + N_2}, \quad (45)$$

sendo  $N_1 = L_2C_{19}$  e  $N_2 = (R_{12} + Z_{OUT})$ . A Equação (46) é o resultado do divisor de tensão destacado na cor vermelha.

$$V_{out} = \frac{Z_{OUT}V}{N_2}, \quad (46)$$

substituindo o  $V$  da Equação (45) na Equação (46) tem-se:

$$H_2 = \frac{Z_{OUT}}{N_1N_2s^2 + L_2s + N_2}, \quad (47)$$

a Equação (49) é resultado da convolução do  $K_2$ ,  $H_1$  e  $H_2$ , com os valores dos componentes resistivos, capacitivos e indutivos.

$$H_V = H_1H_2K_2, \quad (48)$$

**Tabela 7** - Nesta tabela estão contidas os parâmetros após calculado pelo Matlab. Dos valores obtidos, alguns são muito pequenos devido aos valores dos componentes eletrônicos.

Parâmetros após convolução no Matlab			
$KH_V$	$P_1$	$P_2$	$P_3$
$7 \times 10^{10}$	$1.341 \times 10^{-8}$	$3.919 \times 10^{-6}$	128.9

$$H_V = \frac{KH_V}{s^3 + P_1s^2 + P_2s + P_3}, \quad (49)$$

feito todo processo, a próxima etapa foi modelar a equação Geral em malha aberta do sistema referente às medidas de tensão.

$$GH_V = K_1G_1H_V, \quad (50)$$

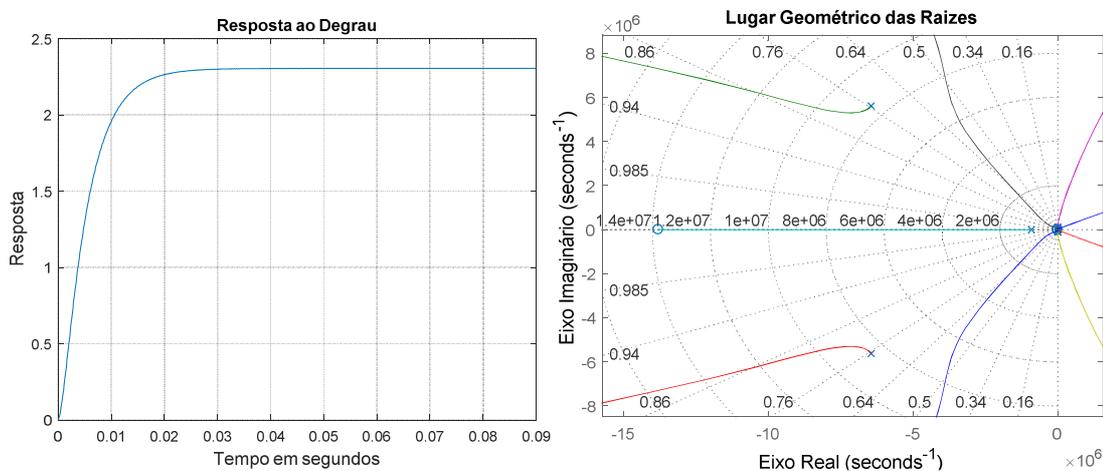
**Tabela 8** - Parâmetros resultantes do cálculo de convolução da Equação (50) efetuado pelo Matlab, que representam os coeficientes do polinômio correspondente aos zeros da Equação (51).

Coeficientes do Numerador da Equação 52		
Z <sub>1</sub>	Z <sub>2</sub>	Z <sub>3</sub>
6,507x10 <sup>34</sup>	8,982x10 <sup>41</sup>	4,067x10 <sup>45</sup>

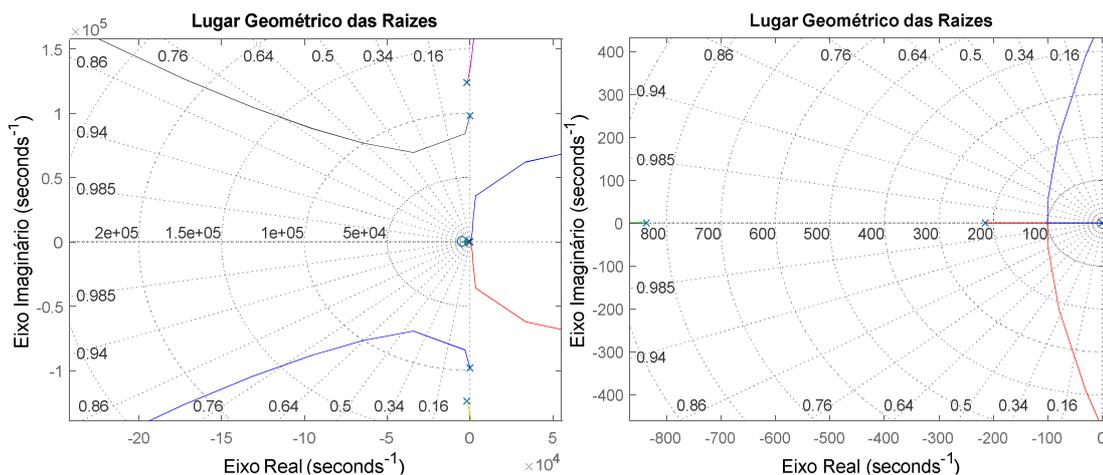
**Tabela 9** - Esta tabela contém os resultados da convolução da Equação (50) que representam os coeficientes do polinômio que resulta nos pólos da Equação (51).

Coeficientes do Denominador da Equação 52								
P <sub>1</sub>	P <sub>2</sub>	P <sub>3</sub>	P <sub>4</sub>	P <sub>5</sub>	P <sub>6</sub>	P <sub>7</sub>	P <sub>8</sub>	P <sub>9</sub>
1,38x10 <sup>7</sup>	8,491x10 <sup>13</sup>	6,725x10 <sup>19</sup>	2,44x10 <sup>24</sup>	1,668x10 <sup>30</sup>	1,671x10 <sup>34</sup>	9,831x10 <sup>39</sup>	1,033x10 <sup>43</sup>	1,764x10 <sup>45</sup>

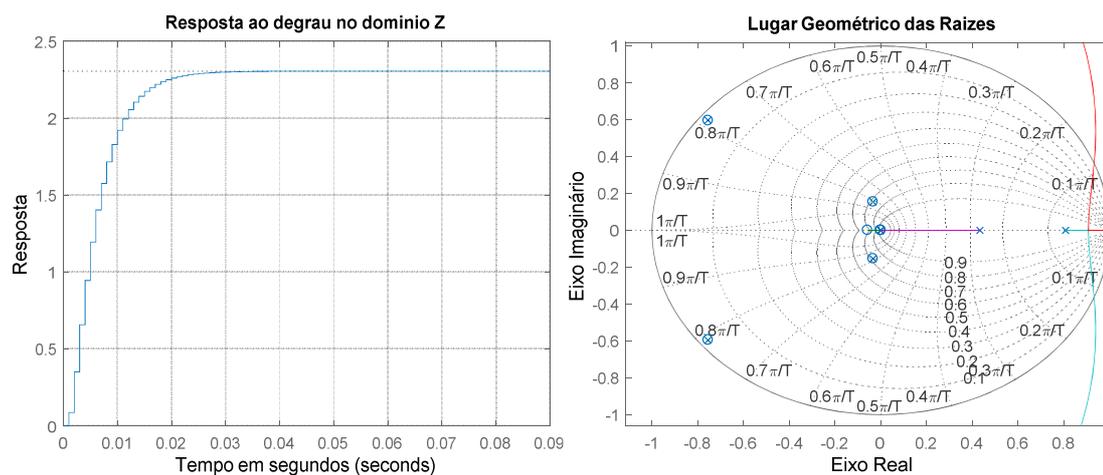
$$GH_V = \frac{Z_1 s^2 + Z_2 s + Z_3}{s^9 + P_1 s^8 + P_2 s^7 + P_3 s^6 + P_4 s^5 + P_5 s^4 + P_6 s^3 + P_7 s^2 + P_8 s + P_9} \quad (51)$$



**Figura 38** - Estes são os gráficos da Equação (51) no domínio contínuo. Ao lado esquerdo visualiza-se, após aplicação de um degrau na entrada, uma curva superamortecida. Ao lado direito, está representada uma parte dos pólos do polinômio em análise, as cores representam a tendência de deslocamento dos pólos. Os raios das grades polares representam o fator de amortecimento, sendo que o raio paralelo ao eixo real representa fatores de amortecimento maiores que 1 e a circunferência a frequência natural dos pólos. A continuação deste gráfico será mostrada na Figura 39. Fonte: própria.

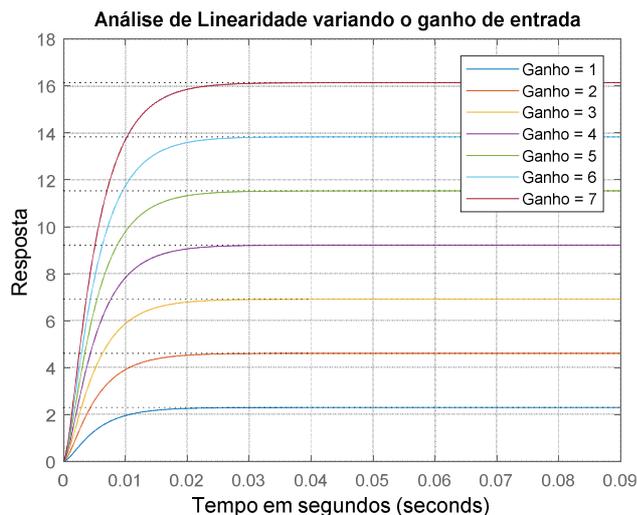


**Figura 39** – Esta figura representa a continuação do LGR da figura 38. Nesta estão contidos os pólos restantes da Equação (51) e um pólo a mais que representa o degrau aplicado na entrada do sistema. Sendo que na imagem ficaram evidenciados os pólos dominantes que são importantes nesta análise porque defini o comportamento superamortecido do sistema. Fonte: própria.



**Figura 40** – Nesta figura está sendo representada a resposta ao degrau no domínio discreto. O tempo de amostra para este sinal ao lado esquerdo foi de 1ms. No lado direito os pólos estão concentrados dentro do círculo unitário e os fatores de amortecimento com a frequência natural. As cores representam a tendência de deslocamento dos pólos, e com a transformada z percebeu-se que alguns zeros cancelaram alguns pólos. Fonte: própria.

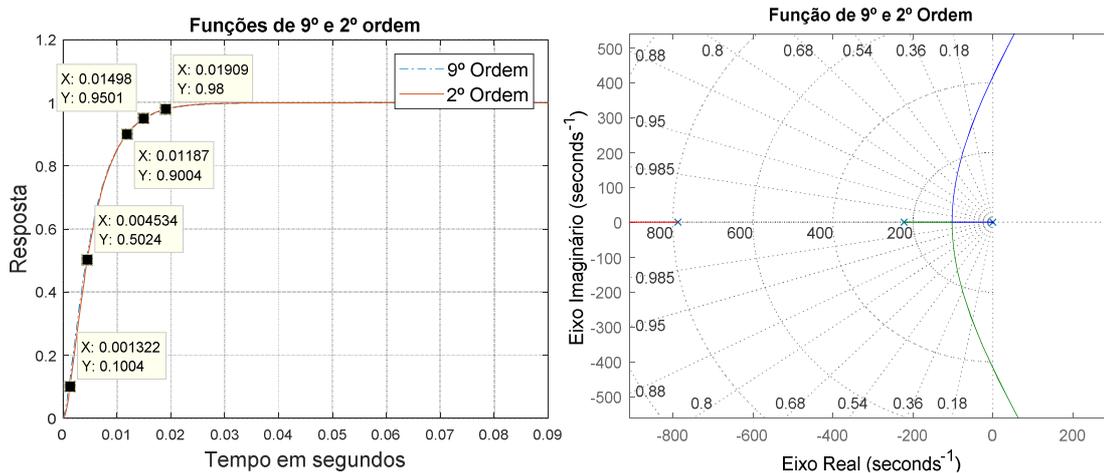
Para realizar a redução de ordem, foi avaliado se o comportamento da função obtida de 9ª ordem é linear, conforme descrito na Figura 41. Os ganhos foram estabelecidos de maneira a não ultrapassar o ganho máximo real estabelecido no equipamento para garantir a potência máxima de ablação definida que é de  $50W_{RMS}$ .



**Figura 41** – Para verificar a linearidade deste modelo antes de aplicar o processo de redução, o ganho da entrada em degrau foi variado de 1 a 7. Desta forma a curva de resposta não apresentou mudanças em seu comportamento oscilatório. Fonte: Própria.

A próxima etapa será mostrar uma versão reduzida da função de 9º ordem usando o algoritmo de Mollenkamp.

$$G_R = \frac{4.024 \times 10^5}{s^2 + 1010s + 1.75 \times 10^5}, \quad (53)$$



**Figura 42** – Ao lado esquerdo estão as curvas de resposta referentes às funções de 2º e 9º ordem, e nos pontos destacados desta figura, estão representados em Y os valores da amplitude em 10%, 50%, 90%, 95% e 98% e no X os períodos desta resposta. O grau de confiabilidade entre as duas curvas usando a métrica RMSE é de 98,46%. Ao lado direito está a localização dos pólos da versão de 2º ordem sendo que os raios das grades polares representam o fator de amortecimento e os círculos à frequência natural. O tempo de subida é extraído com a subtração do tempo em 90% com o tempo em 10% da amplitude. O tempo de atraso é considerado em 50% da amplitude do sinal.

Os circuitos que fazem parte do equipamento responsável pela geração de RF e aquisição da medida de tensão, foram modelados em malha aberta para análise de desempenho e estabilidade. O circuito de aquisição de medida de corrente não foi tratado, ficando para trabalhos futuros.

O processo de modelagem MF resultou em uma equação de 9ª ordem. No entanto, de maneira a facilitar as análises dos parâmetros de desempenho de sistemas, na literatura para efeito de simplificação, é recomendado trabalhar com funções de transferência de 1º e 2º ordem. Assim, fez-se necessário reduzir a função de 9ª ordem para 2ª ordem. Para tal, foi necessário verificar a linearidade do sistema de 9ª ordem, variando o ganho de entrada da função degrau de 1 a 7, conforme ilustra a Figura 41. Desta forma, verificou-se que a curva de resposta manteve o mesmo comportamento, confirmando assim a linearidade do processo, segundo Coelho [21].

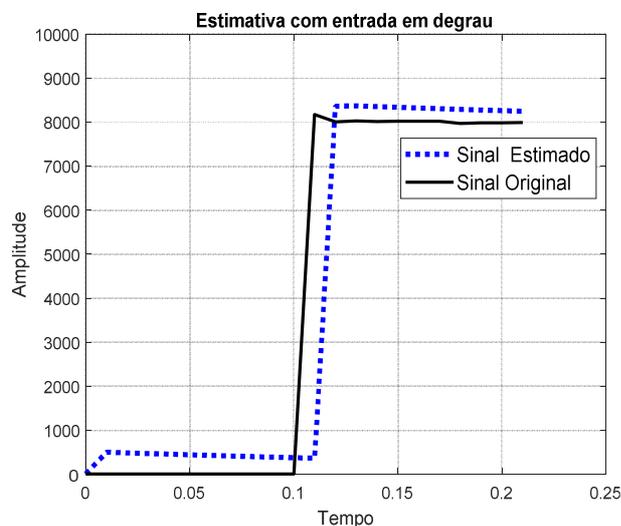
Diante da comprovação da linearidade do sistema de 9ª ordem, e aplicando o algoritmo de Mollenkamp, obteve-se um sistema de 2ª ordem com 97,98% de confiabilidade, permitindo assim analisar os parâmetros de desempenho. Contudo, para análise de estabilidade, a equação de 9ª ordem atende de maneira a validar que o circuito é estável, conforme os pólos demonstrados no LGR, Figuras 38 e 39. Esta estabilidade é perceptível na prática porque foi possível obter as medidas de tensão no fígado usando método de interpolação polinomial.

## **5.2.2. Identificação de sistemas (IS)**

### **5.2.2.1 Malha aberta G\*H**

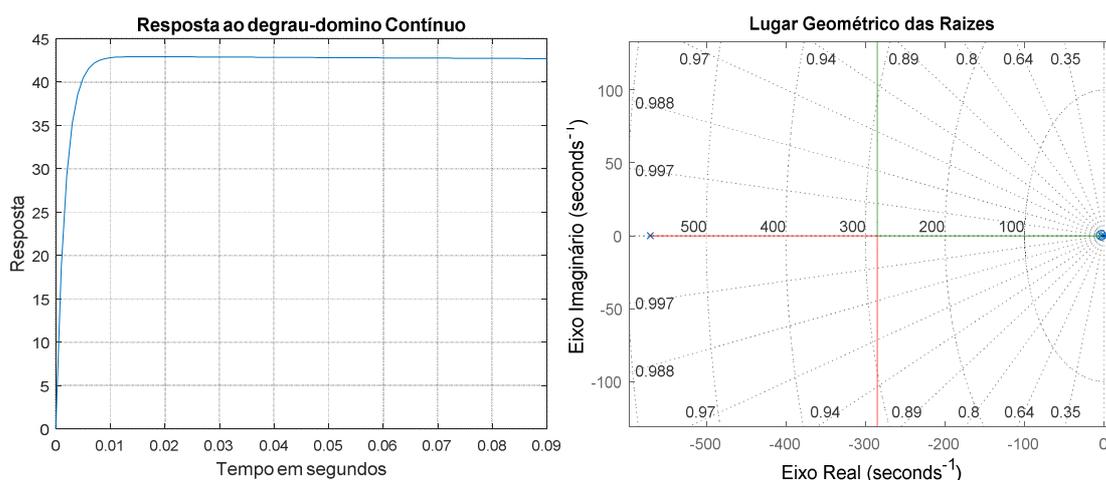
Esta seção trata da ilustração comparativa dos testes simulados a partir do modelamento matemático, por identificação de sistema, com os dados obtidos na saída do equipamento, diante das entradas dos sinais testes a) degrau; b) rampa; c) parábola de aceleração; e d) senóide.

a. Sinal de teste degrau;

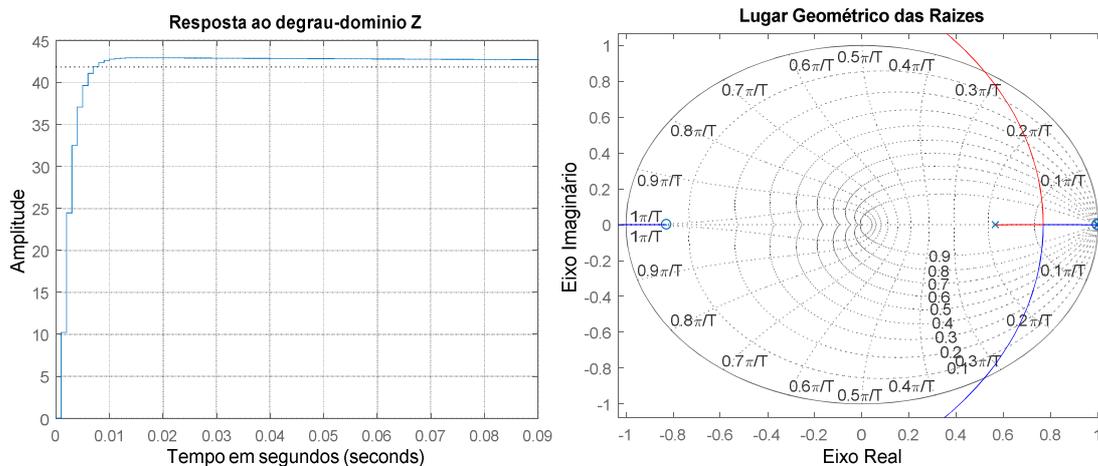


**Figura 43** – Está figura mostra o sinal de saída do circuito gerador de RF em conjunto com a medida de tensão na cor preta. O sinal representado pela cor azul é a estimativa realizada pelo Matlab no domínio do tempo. O grau de confiança máximo obtido na saída foi de 56,5%. O tempo de amostragem foi de 10 ms. Fonte: própria.

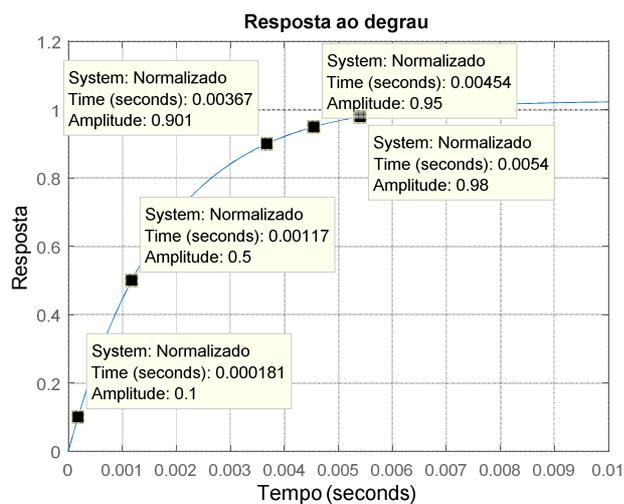
$$G_d(s) = \frac{2,452 \times 10^4 s + 7,603 \times 10^4}{s^2 + 573,6s + 1817}, \quad (54)$$



**Figura 44** - Esta curva é a resposta ao degrau da Equação (54) no domínio contínuo. No lado direito estão posicionados os pólos e zeros desta função, sendo as linhas nas cores verde e vermelha a tendência de deslocamento dos pólos. Fonte: própria.

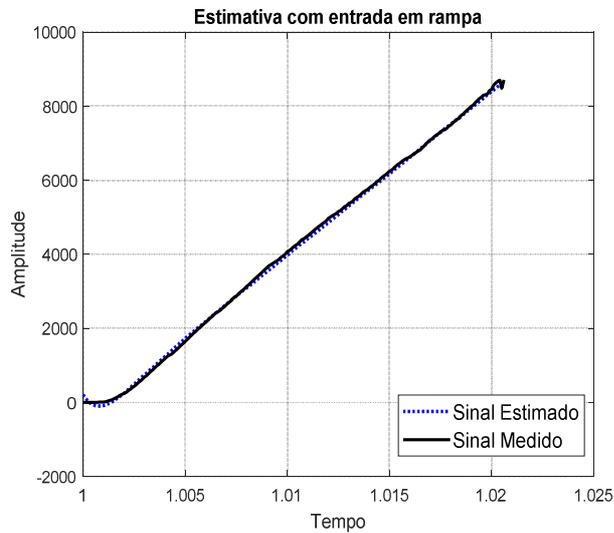


**Figura 45** – A figura ao lado esquerdo representa a curva de resposta do sistema no domínio discreto da Figura 44. O tempo de amostragem ( $T_s$ ) deste resultado é de 1ms. A figura ao lado direito representa o LGR da resposta ao degrau, de modo que, no gráfico indica no local onde os pólos estão localizados a frequência natural. Fonte: própria.



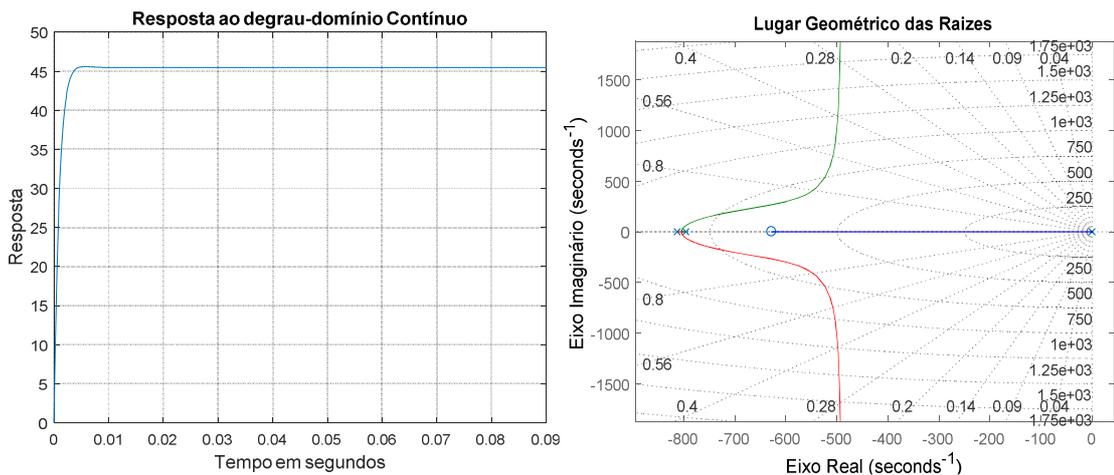
**Figura 46** – Para extrair os valores de desempenho desta curva, a função 54 foi normalizada para facilitar a extração dos parâmetros por meio de inspeção. O tempo de subida foi extraído considerando os tempos entre 10% e 90% da amplitude da curva de resposta, o tempo de atraso considerou 50%.

**b. Sinal de teste rampa;**

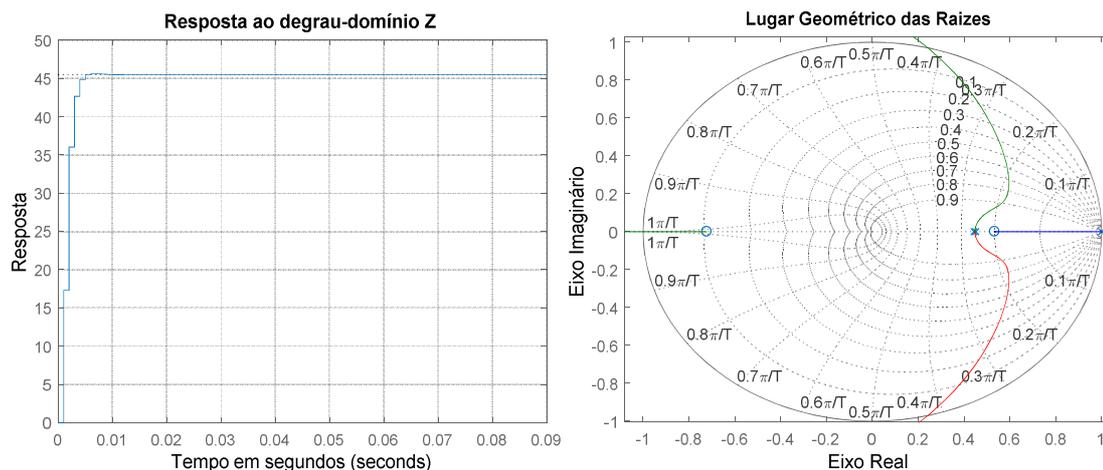


**Figura 47** – Nesta figura esta ilustrada o sinal de saída do equipamento em preto, após a aplicação de um sinal de teste rampa. A cor azul representa a curva de resposta estimada do sinal de saída do equipamento com a confiabilidade de 95,77%, que resultou na Equação (55). O tempo de amostragem foi de 100µs. Fonte: própria.

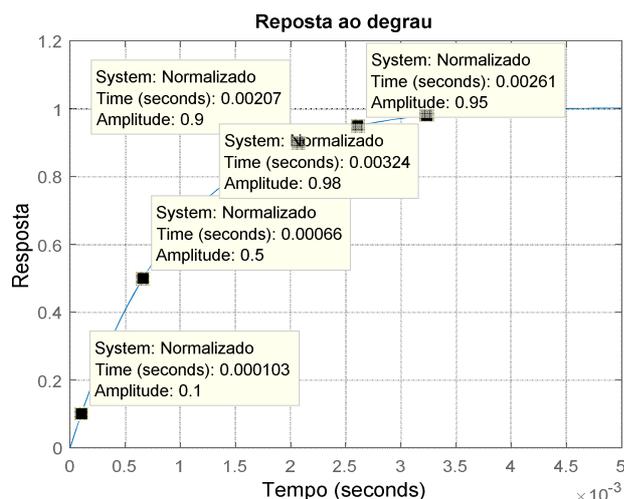
$$Gr(s) = \frac{4,686 \times 10^4 s + 2,942 \times 10^6}{s^2 + 1609s + 6,47 \times 10^5}, \tag{55}$$



**Figura 48** – Este Gráfico representa a esquerda, uma resposta ao degrau no domínio contínuo da Equação (55), estimada a partir de um sinal de teste rampa na entrada do equipamento. E a direita o local geométrico das raízes com a finalidade de aponta as frequências naturais de cada pólo. Fonte: própria.

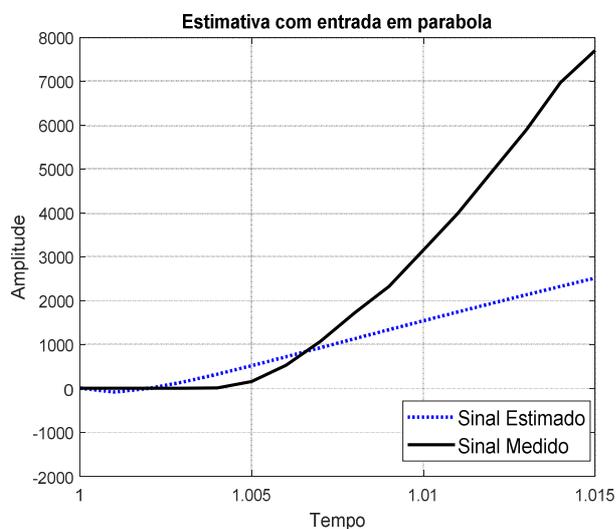


**Figura 49** – Neste gráfico contém a representação da Equação (55) no domínio discreto com o tempo de amostragem de 1ms. A esquerda está representada a resposta ao degrau e a direita o lugar geométrico das raízes, sendo as linhas vermelha e verde reflete a tendência de deslocamento dos pólos da função. No gráfico LGR, as grades polares indicam o fator de amortecimento e a frequência natural de cada pólo Fonte: própria.



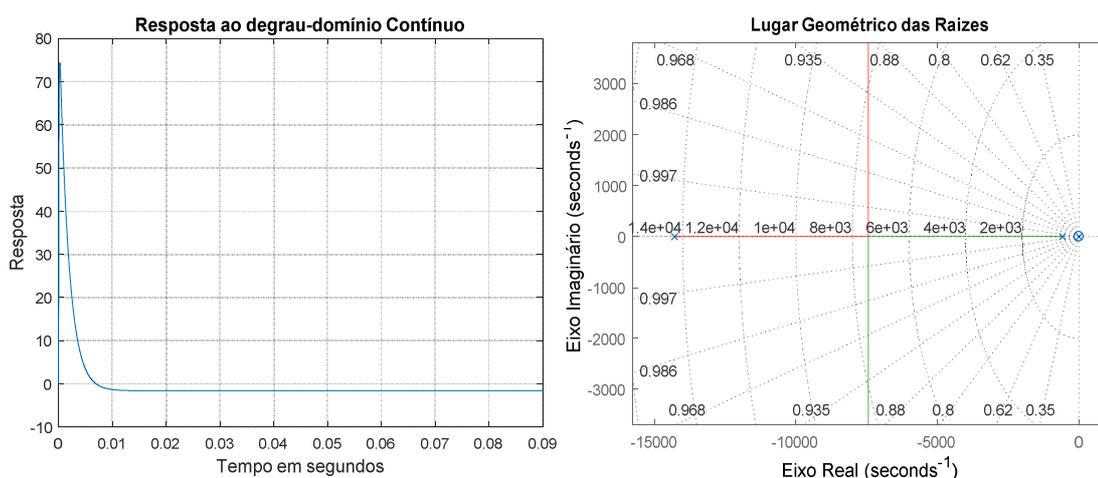
**Figura 50** – Este sinal é resultado da normalização do sinal da Figura 48 pelo ganho DC. O objetivo desta normalização é extrair os parâmetros de desempenho do modelo apresentado na Equação (55), como tempo de subida e tempo de atraso. Considerando respectivamente, a amplitude de 10% e 90% e a metade da amplitude 50%. Fonte: própria.

### c. Entrada teste parábola de aceleração;

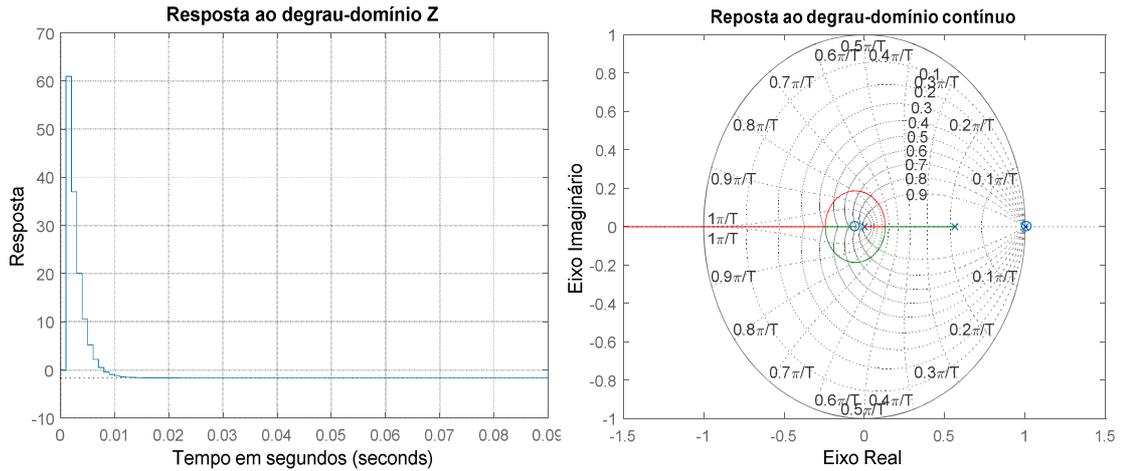


**Figura 51** – Esta curva foi gerada a partir do sinal de entrada teste parábola de aceleração. A curva preta representa o sinal medido na saída do equipamento. A curva azul representa a estimativa com 14,31% de confiabilidade. A Equação (56) é o modelo matemático correspondente. Tempo de amostragem 1 ms. Fonte: própria.

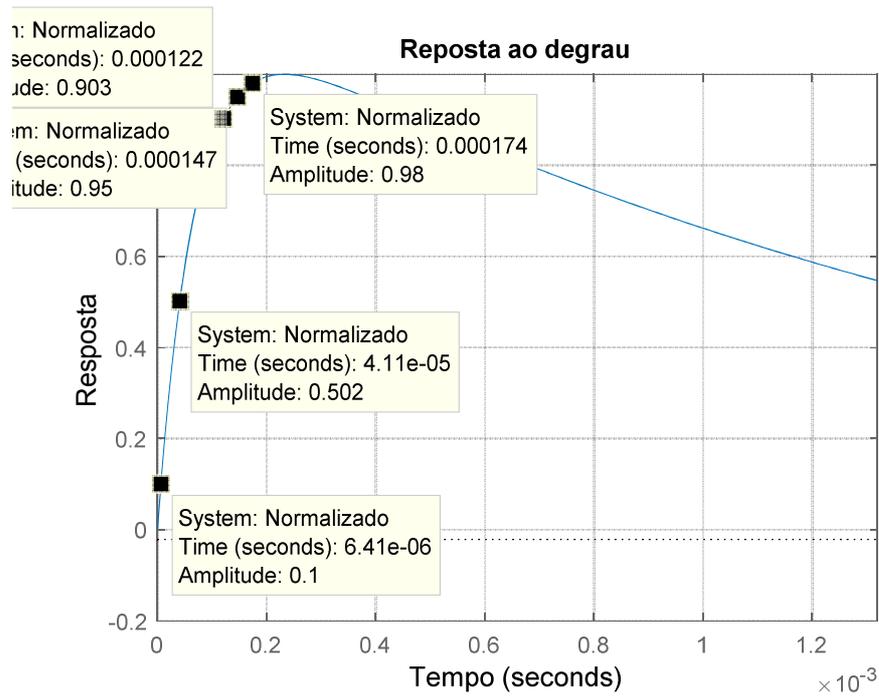
$$G_P(s) = \frac{1,219 \times 10^6 s - 1,324 \times 10^7}{s^2 + 1,487 \times 10^4 s + 8,251 \times 10^7}, \quad (56)$$



**Figura 52** – A esquerda desta figura é a representação da resposta ao degrau da Equação (56). A direita é o lugar geométrico das raízes do polinômio da equação citada, cujas linhas vermelha e verde indicam a tendência de deslocamento dos pólos. Além disso, as grades polares indicam nos raios o fator de amortecimento e a na circunferência a frequência natural. Verifica-se que a curva teve um pico inicial que posteriormente estabilizou-se em 0. Fonte: própria.

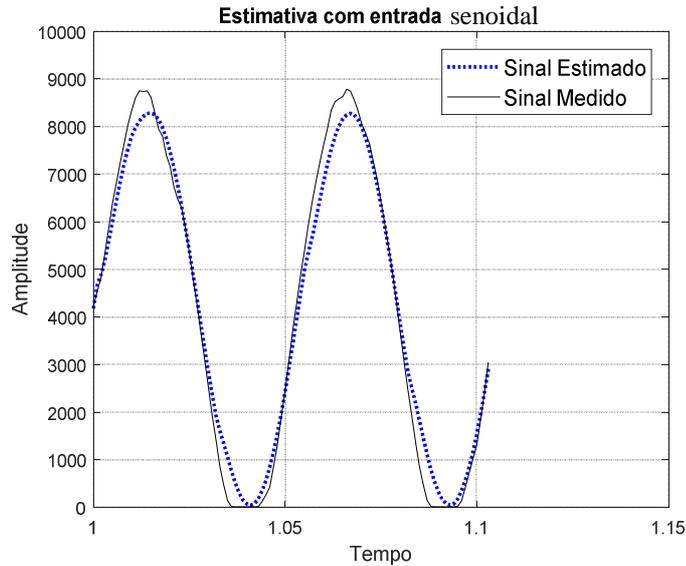


**Figura 53** – A esquerda desta figura esta ilustrada a resposta ao degrau da Equação (56) no domínio z com o tempo de amostragem de 1ms. A direita da Figura está representada o local geométrico das raízes, desta forma, as linhas verde e vermelha indicam a tendência do deslocamento dos pólos. As grades polares indicam o fator de amortecimento e a frequência natural. Fonte: própria.



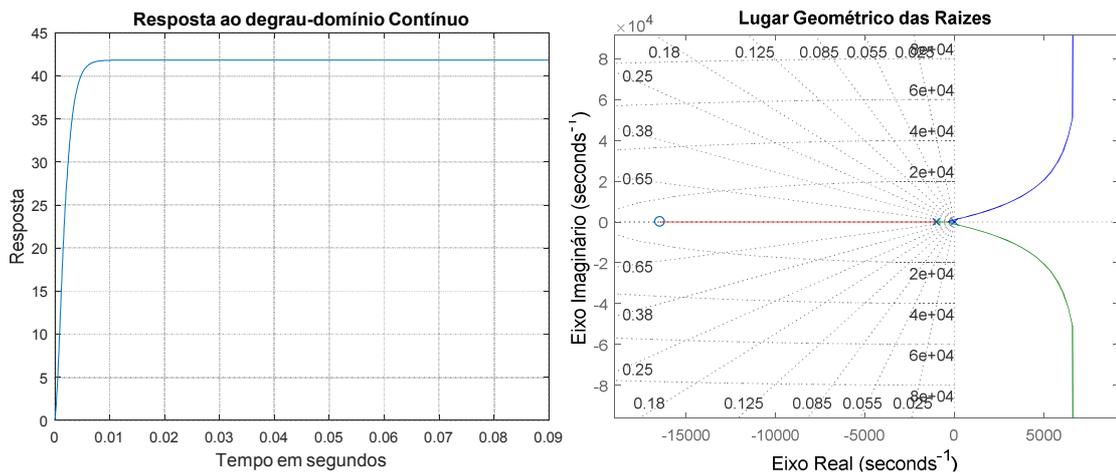
**Figura 54** – Esta imagem representa a normalização da Figura 52. Desta forma, serão coletados parâmetros para análise de desempenho deste sinal. O tempo de subida do sinal foi estabelecida entre 10% e 90% devido à resolução obtida. E o tempo de atraso em 50%. Fonte: própria.

#### d. Entrada teste senoidal

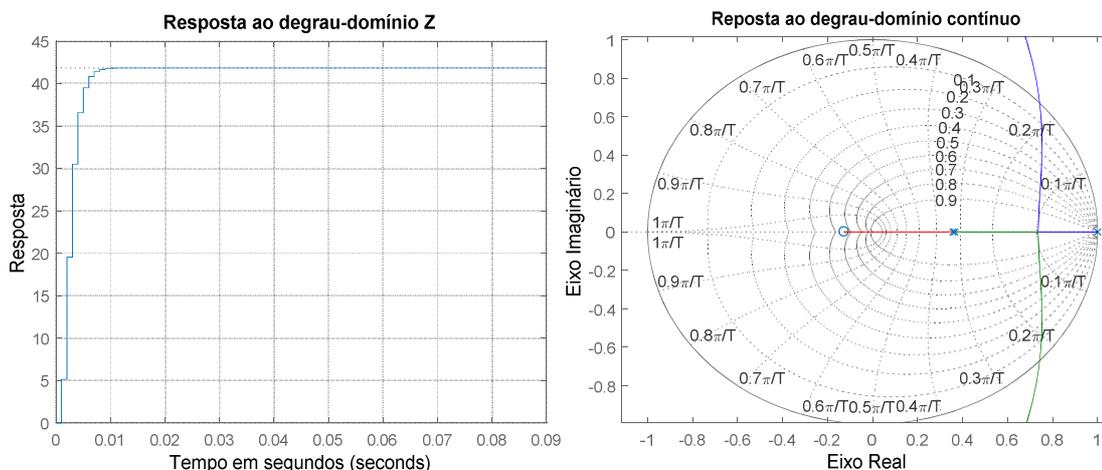


**Figura 55** – Esta figura ilustra a saída, na cor preta, do circuito gerador juntamente com o sensor de tensão em malha aberta, após excitado por um sinal de entrada teste senoidal. O sinal na cor azul representa uma estimativa com a confiabilidade de 86,6% do sinal de saída. Esta estimativa é modelada pela Equação (57). Tempo de amostragem 1ms. Fonte: própria.

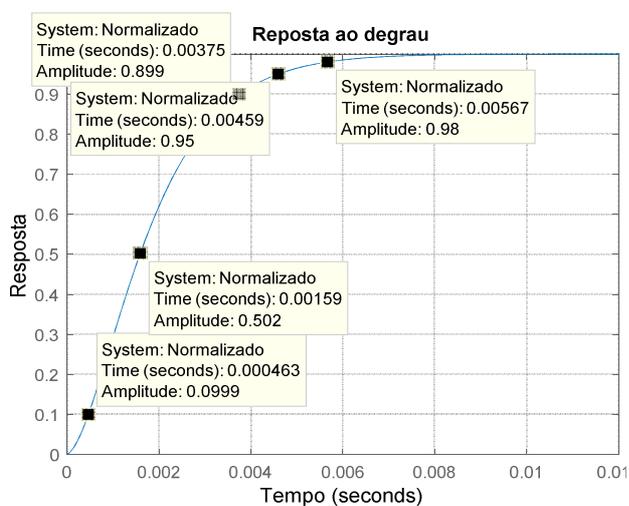
$$G_S(s) = \frac{298500s + 7,984 \times 10^7}{s^2 + 6706s + 1,884 \times 10^6}, \quad (57)$$



**Figura 56** – Esta figura mostra no lado esquerdo a resposta ao degrau da Equação (57). O lado direito mostra o lugar geométrico das raízes dos polinômios desta equação. As linhas nas cores vermelha, verde e azul apontam o caminho dos pólos. Além disto, as grandes polares informam o fator de amortecimento e a frequência natural de cada pólo. Fonte: própria.



**Figura 57** – Esta figura mostra a resposta em degrau da Equação (57) no domínio discreto ao lado esquerdo com o tempo de amostragem de 1ms. Ao lado direito, o lugar geométrico das raízes. Desde modo, as curvas nas cores azul, vermelha e verde representam a direção que os pólos deslocam caso haja alteração no sistema. As grades polares ilustram os valores do fator de amortecimento e da frequência natural de cada pólo. Fonte: própria.



**Figura 58** – Esta figura representa a normalização da curva representada na Figura 56. Este processo permite analisar o desempenho do circuito que está sendo avaliado. Principalmente, o tempo de subida e o tempo de atraso. Para extrair o tempo de subida foram considerados 10% e 90% da amplitude do sinal. O tempo de atraso foi considerado 50,1% da amplitude. Fonte: própria.

### 5.2.3. Desempenhos das funções MF e IS

Na Tabela 10 os dados não são comparativos e sim resultados dos testes de desempenho dos modelos obtidos. Estes dados são importantes para em trabalhos futuros, desenvolver controladores adaptativos devido à compreensão do comportamento dos circuitos em malha aberta.

**Tabela 10** – Nesta tabela estão contidos os parâmetros de desempenho das funções MF e IS. Estes dados foram extraídos das respostas a entrada degrau ilustrados nos gráficos acima.

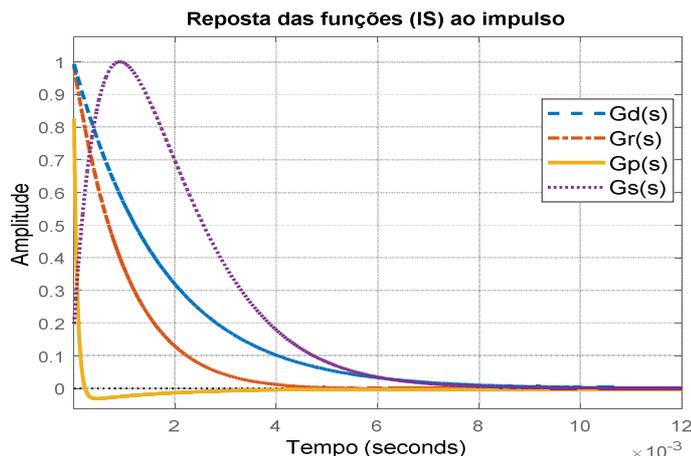
$R(s) = \frac{1}{s}$	Funções	$\omega_n \cdot P_1$	$\omega_n \cdot P_2$	$\xi$	$T_s(2\%)$	$T_s(5\%)$	$T_r$
	MF-2ª Ordem	788rad/s	213rad/s	1,83	19,09ms	14,98ms	10,55ms
	IS-Degrau	570 rad/s	3,19 rad/s	6,73	5,41ms	4,53ms	3,48ms
	IS-Rampa	813rad/s	796rad/s	1	3,24ms	2,61ms	1,97ms
	IS-Parábola	14300rad/s	590rad/s	2,59	174 $\mu$ s	147 $\mu$ s	115,59 $\mu$ s
	IS-Senóide	1030rad/s	1030rad/s	1	5,67ms	4,59ms	3,29ms

### 5.3. COMPARAÇÃO ENTRE MF E IS

No processo de identificação de sistemas (IS), utilizando a ferramenta *system identification* parte da *toolbox* do Matlab, em cada função foi estimado o fator de confiabilidade em relação à função predita que deveria sair da caixa preta do sistema com a aplicação dos sinais de testes utilizado neste trabalho, conforme os dados da Tabela 11.

**Tabela 11** - Essa tabela contempla os valores percentuais que indicam o grau de confiança das Funções de Transferências (IS) obtidas por meio dos dados medidos na saída do equipamento e das entradas estipuladas.

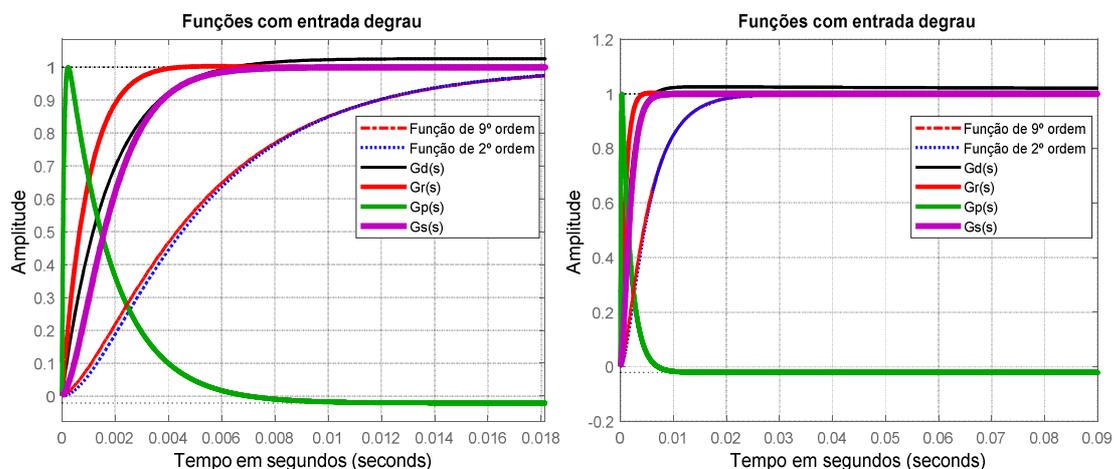
Funções de Entrada			
Degrau Gd(s)	Rampa Gr(s)	Parábola Gp(s)	Senoidal Gs(s)
56,5%	95,77%	14,31%	86,6%



**Figura 59** – Curvas das Funções de Transferência (IS),  $G_d(s)$ ,  $G_r(s)$ ,  $G_p(s)$  e  $G_s(s)$ , com entrada Impulso. Estas funções possuem ganhos diferentes, contudo, foram normalizadas por meio dos seus ganhos, para efeito de comparação.

Desta forma, com base nas inferências propostas na Tabela 12, pode-se considerar que os valores representam o fator de confiabilidade entre as funções MF de 9ª e 2ª ordem em relação à função predita.

Desta maneira, percebe-se que as curvas de resposta referente às funções de 9ª e 2ª ordem divergiram muito da curva de resposta que tem como entrada uma parábola, por questões percentuais, vide Tabela 12 e o comportamento na Figura 60. Com base nos resultados extraídos da função obtida por uma entrada parábola, pode-se concluir que o sistema não responde a aceleração [23].



**Figura 60** - Nesta figura está ilustrado o comportamento do sistema considerando, em cada instante, uma função de transferência diferente, ou seja, as Funções (IS), 2ª ordem e 9ª ordem. No entanto, a entrada é uma Função Degrau, independentemente da função de transferência.

A resposta ao degrau deslocou no tempo e na amplitude. Este deslocamento justifica a diferença grande em relação à curva da função predita, contudo, pode-se observar por meio da Figura 60, que o comportamento é muito semelhante à curva de reposta excitada por entrada senoidal, ressaltando-se que o MF dos circuitos do EMA tem curva de resposta semelhante as curvas de saída quando aplicada as entradas degrau, rampa e senoidal.

Nota-se no gráfico da Figura 60, o regime transiente das funções IS se afastou muito da função reduzida MF, este fato pode-se constatar nos parâmetros de avaliação de desempenho. Para ajuste deste parâmetro é necessário entrar em teoria de controle robusto. Porque esta teoria trabalha justamente com o ajuste das incertezas que existem entre os modelos deduzidos e estimados com o modelo real da planta [22].

Por meio da análise do lugar geométrico das raízes, verificou-se que os MF e as estimativas por IS são estáveis. Contudo, a função de 9ª ordem MF tem pólos que tendem a instabilidade e esta tendência não apareceu na função reduzida.

**Tabela 12** - Nesta tabela estão apresentados os graus de similaridade entre as Funções de Transferências  $G_d$ ,  $G_r$ ,  $G_p$  e  $G_s$  com as Funções de 9ª ordem e 2ª ordem, considerando nas suas entradas a Função Degrau.

<b>Comparação entre as funções MF e as funções IS</b>				
	$G_d(s)$	$G_r(s)$	$G_p(s)$	$G_s(s)$
<b>9ª Ordem</b>	87,42%	85,11%	2,33%	88,82%
<b>2ª Ordem</b>	86,87%	84,52%	2,34%	88,28%

O domínio discreto por meio da Transformada Z foi também utilizado, devido ao uso do Raspberry PI que é um minicomputador e de conversores ADC/DAC. Na avaliação destes modelos discretos a largura de cada pulso não ocorre em intervalos de tempo que tendam a zero [23]. Neste caso, será utilizado um modelamento utilizado em computadores digitais como amostrador e segurador de ordem zero, *Zero-Order Hold (Zoh)*. O objetivo deste modelo é representar estes computadores por meio de funções de transferências no domínio Z.

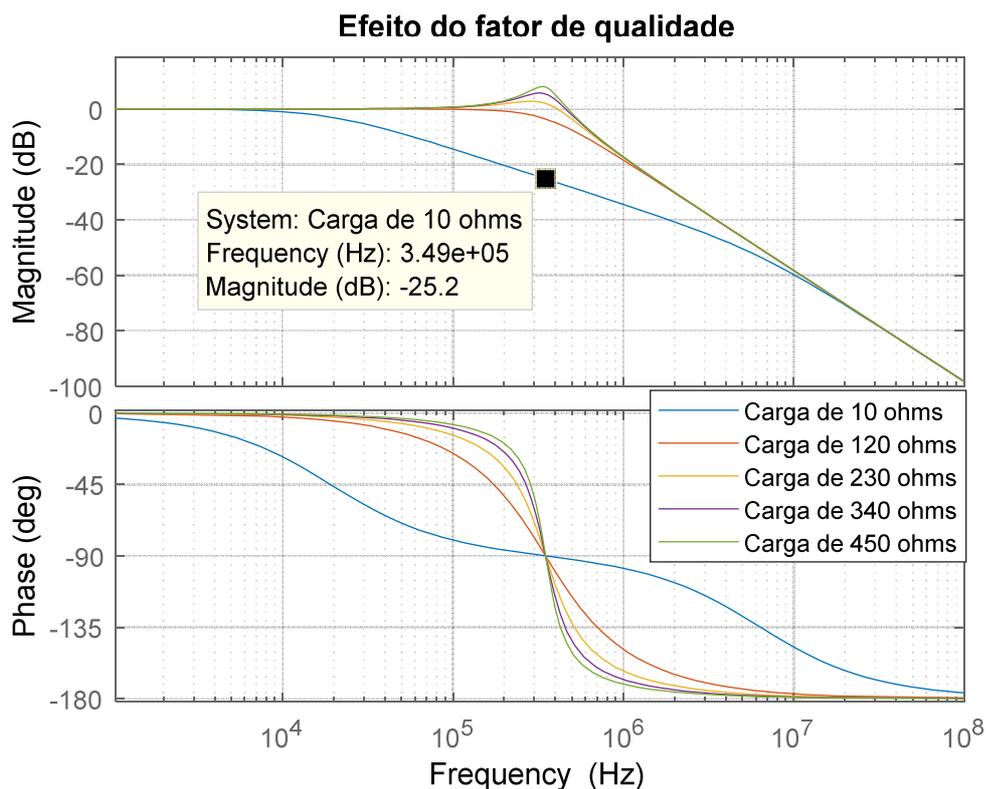
Observa-se que na análise de estabilidade no domínio z, da função 9ª de ordem MF, Figura 40, todos os pólos estão no interior do círculo unitário representando que o sistema está estável. Exceto à função degrau que está na coordenada (1,0), ou seja, no contorno do círculo unitário. Um fato constado após a transformada z, alguns zeros se cancelaram com alguns pólos no interior do círculo unitário. Desta forma, preservou 3 pólos sendo um referente ao degrau e um zero. Esta observação também comprovou a confiabilidade da

função estimada de 2ª ordem a partir da função de 9ª ordem.

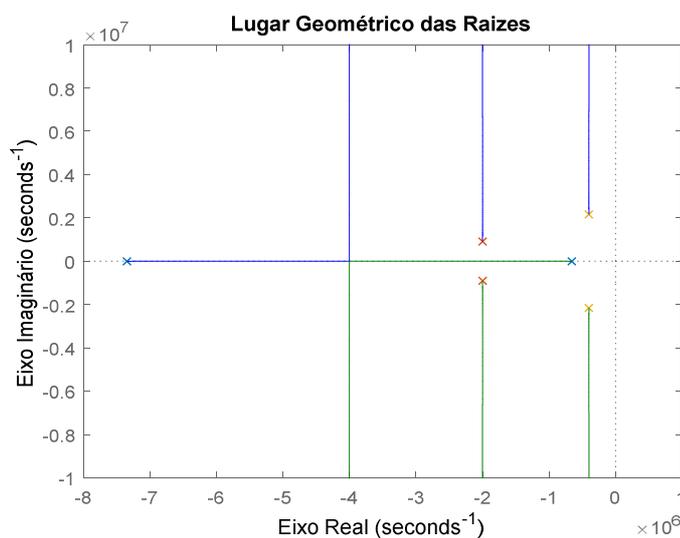
#### 5.4. CARACTERÍSTICAS DO FILTRO PI

Esta análise foi empregada no filtro de saída do inversor de frequência. Neste caso, além de filtro passa baixa, o circuito atua também como casador de impedância. Esta afirmação é constatada verificando a Figura 61. O gráfico desta figura foi obtido variando a impedância (simulando o fígado suíno ou o chuchu) de  $10\Omega$  a  $450\Omega$ . À medida que a impedância aumenta em consequência da ablação, o fator de qualidade dos pólos aumenta e consequentemente melhora a seletividade do filtro no ponto onde é localizada a frequência de corte Equação (18). Verifica-se que o valor da frequência de corte calculado por meio desta equação na Tabela 3 é exatamente o destacado no gráfico da Figura 61, ou seja, 349,39 kHz. Além disto, nota-se que para impedâncias acima de  $120\Omega$  ilustrado na simulação, o gerador tem a tendência de obter a máxima potência e a fase em 90 graus constante. Contudo, para analisar a máxima transferência de potência é preciso verificar se a potência total entregue a carga foi absorvida. Neste trabalho esta análise não foi realizada. E a mudança de fase pode proporcionar maior ou menor amplitude de queima porque a fase é um aditivo da frequência no sinal senoidal, assim, contribui para mudança de amplitude. Desta forma, o sinal senoidal puro evita mudança de fases ocasionadas por outras componentes de frequência.

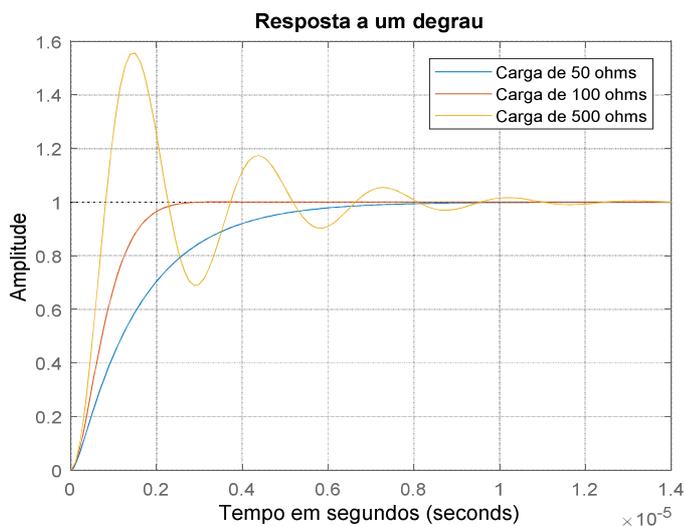
Adicionalmente, é importante ressaltar que a impedância como parâmetro da função de transferência e situada no denominador irá influenciar diretamente nas posições dos pólos, consequentemente, alterando o comportamento do sistema, conforme ilustra a Figura 63. Assim, faz-se necessário o desenvolvimento de um controle adaptativo, de maneira a aumentar a precisão do controle, apesar do PID tratado nesse trabalho ser estático, a mudança de comportamento do sistema interfere na precisão.



**Figura 61** – Este gráfico representa a resposta em frequência e fase da função modelada correspondente ao filtro *Butterworth* de saída do circuito inversor de frequência. Verifica-se conforme o aumento da impedância de saída o fator de qualidade dos pólos aumenta. Consequentemente o ganho aumenta no ponto onde foi calculada a frequência de corte mantendo a fase constante. Fonte: própria.



**Figura 62** – Neste gráfico verifica-se o movimento dos pólos de acordo com a variação da carga de saída mostrado no modelo. Os pólos no eixo real sem parte complexa é a representação do sinal aplicado na carga de  $50\Omega$ . Em seguida a carga foi aumentada para  $100\Omega$ , onde surgiram pólos complexos e finalmente com uma carga de  $500\Omega$ , os pólos se distanciaram e ficaram mais próximos do eixo imaginário. Fonte: própria.



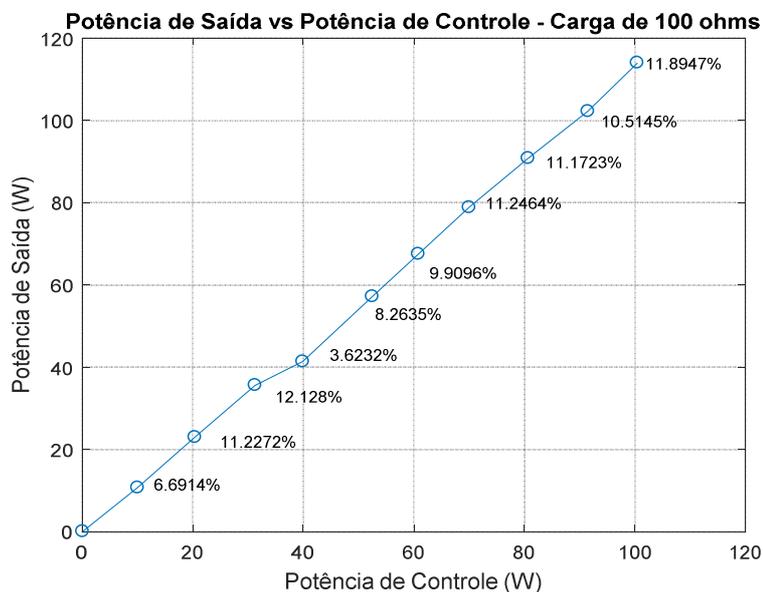
**Figura 63** – Este gráfico representa a resposta ao degrau do circuito quando na saída possui cargas de  $50\Omega$ ,  $100\Omega$  e  $500\Omega$ , respectivamente nas curvas azul, vermelha e amarela. O efeito é causado conforme o deslocamento dos pólos. Conforme visto na Figura 62. Fonte: própria.

## 5.5. ENSAIO DE EXATIDÃO DO AJUSTE DE CONTROLE

Os resultados dos Ensaio de Exatidão do Ajuste de Controle são ilustrados na Figura 64. A curva ilustra a potência de pico medida em uma carga de  $100\Omega$ , por meio de um osciloscópio digital, em função da potência medida na tela do EMA. A linearidade da curva refletiu a exatidão do equipamento. Cabe ressaltar que o valor da carga é definido pela NBR-IEC 60601-2-2, 2013 quando se tratar de equipamentos monopolares.

Com os ensaios referentes á exatidão de controle do ajuste de saída, foi possível verificar que o erro máximo da Potência de controle em relação à Potência declarada de saída foi de 12,128%, que é bem inferior ao erro máximo estabelecido pela norma NBR-IEC 60601-2-2 de 20%, evidenciando, assim, a eficiência do protótipo em relação a esse parâmetro. Este controle é essencial para retardar o ponto de carbonização garantindo um maior diâmetro de queima e máxima eficiência no combate à doença. Além disto, mostraram também que as medidas de corrente e tensão efetuadas pelo equipamento no fígado são confiáveis. Estes parâmetros resultam em valores de potência e impedância do fígado. A precisão destas medidas além de, garantir o controle eficiente da potência aplicada ao fígado,

proporciona a interrupção do procedimento por meio da medida de impedância, de forma coerente, evitando danificar muitas células sadias e ao mesmo tempo conter a metástase celular.



**Figura 64** –Neste gráfico foi possível avaliar as medidas do equipamento usando um osciloscópio digital. Os erros variam entre 3,620% e 12,128%. No eixo Y estão definidos os valores da potência declarada de saída do equipamento. No eixo X, estão os valores das potências estabelecidas pelo equipamento para ser fornecida em sua saída. Fonte: própria.

**Tabela 13** - Os valores dos pontos destacados no gráfico da Figura 64 estão contidos nesta tabela para facilitar a visualização do valor e para avaliação dos erros em cada medida. .

Item	Potência Média fornecida pelo EMA	Potência medida por um osciloscópio.	Erro (%)
1	0,1	0,1	0
2	10,04	10,76	6,69
3	20,40	22,98	11,23
4	31,30	35,62	12,13
5	39,90	41,40	3,62
6	52,51	57,24	8,26
7	60,82	67,51	9,91
8	70,00	78,87	11,25
9	80,70	90,85	11,17
10	91,49	102,24	10,51
11	100,44	114,00	11,89

## 5.6. ENSAIO DE MONOTONICIDADE

Neste ensaio foram avaliados os limiares médios e máximos de potência aplicada nas cargas resistivas, definidas devido à variação estimada da impedância do fígado no processo de ablação, em especial nos pontos destacados na Figura 65.

Nesta avaliação verificou-se que os percentuais de erros de potência de saída medidos pelo osciloscópio em relação aos obtidos pelo equipamento de ablação nos pontos críticos destacados na curva ilustrada pela Figura 65 e registrados na Tabela 14, são bem inferiores ao especificado pela norma NBR-IEC 60601-2-2.

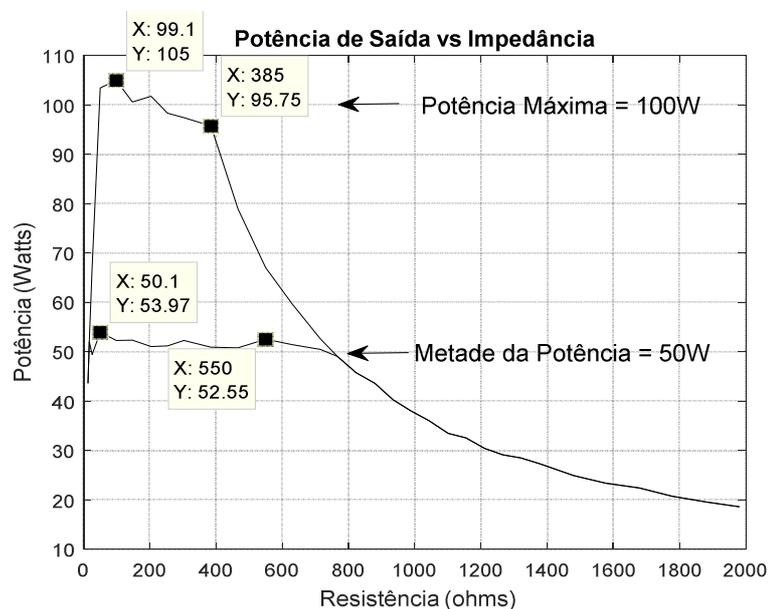
Avaliou-se também a precisão do controle PID desenvolvido em linguagem Python embarcada ao *Raspberry* PI, e o desempenho da placa de controle de potência construída para receber a informação do PID. Notou-se que as cargas declaradas, com a conclusão dos ensaios, ficaram dentro da faixa de 50  $\Omega$  e 385  $\Omega$  conforme a definição do projeto.

Estes resultados apontam que esta faixa de impedância definida pelas cargas declaradas, atende aos dados experimentais obtidos por [33], que verificou o comportamento da variação da impedância nos experimentos realizados em fígado ex-vivo. O valor constatado por estes autores, no início do procedimento cirúrgico é próximo de 100  $\Omega$ , e com o decorrer do processo atinge o valor mínimo de 65  $\Omega$ , finalizando com a ocorrência do *Roll-Off* em torno de 130  $\Omega$  [33].

Nesta avaliação, notou-se com o aumento da carga resistiva, o fator de qualidade aumenta e com valores de impedância acima de 130 $\Omega$ , o  $Q_p$  atinge valores maiores que 0,713, indicando no ponto em que a frequência  $\omega = 0$ , Equação (22), a amplitude do sinal é maior que no ponto da frequência dos polos, e conseqüentemente a potência aplicada no fígado. Continuando a análise, quando o valor da carga é 385 $\Omega$  e sabendo que o fator de qualidade é igual à 2,11 por meio da Equação (20) e os dados da Tabela 3, a frequência angular encontrada é  $\omega = 0,9422\omega_p$ , Equação (21), desta forma, a amplitude máxima da tensão de saída está próxima da frequência dos pólos, garantido maior segurança no tratamento médico sem picos de potência, como mostrado na Figura 65. Nos valores de impedância acima de 385 $\Omega$ , quando a análise se refere à potência declarada de 100W, a potência diminui porque, no equipamento, foi desenvolvida uma função em Python para limitar a tensão máxima de saída, entretanto, na referência de 50W, o descasamento de impedância determina a queda de potência.

Este mecanismo atendeu aos quesitos da norma com margem de erro da precisão do controle menor que 5 %, em relação aos picos de potência que poderiam ocorrer no procedimento. A norma NBR-IEC 60601-2-2 (2013) estabelece que estes picos não podem ultrapassar 20% da Potência Declarada. A justificativa para estes picos foi à mudança do fator de qualidade dos pólos (Qp), em detrimento da variação da impedância no processo de ablação. Estes picos prejudicam a eficiência do tratamento.

Os resultados apontaram a eficácia da aplicação, garantindo aproximadamente a mesma potência durante todo o procedimento cirúrgico ablativo, até a ocorrência do *Roll-Off*, com o uso deste equipamento.



**Figura 65** - Ensaio de Monotonicidade. Nesta figura estão ilustrados os valores dos pontos críticos do ensaio. O valor indicado por “X”, refere-se à carga resistiva não indutiva no instante da aplicação da potência e o “Y” a potência média e máxima declarada do equipamento. Fonte: própria.

**Tabela 14** - Valores críticos dos ensaios destacados na curva mostrada na Figura 65, com seus respectivos erros associados.

Itens	Carga (ohms)	P (W)	Erro (%)
1	50.1	53,97	+/- 7,97%
2	550	52,55	+/- 5,1%
3	99.1	105	+/- 5%
4	385	95,75	+/- 4,25%

## 5.7. MEDIDA DO FATOR DE CRISTA

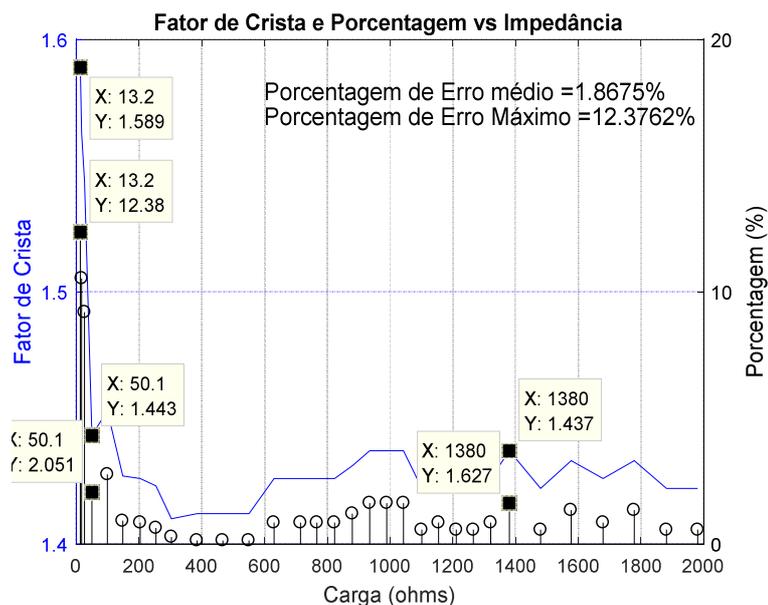
A Figura 77 ilustra o sinal de ablação na saída do equipamento. Esta curva foi avaliada, tendo como referência de comparação, o fator de crista, Figura 66, da onda senoidal pura equivalente que é de 1,414. Desta forma, o percentual de erro representado pela curva verde, mostra o quanto o sinal medido se aproxima do sinal senoidal puro.

O fator de crista (FC) é fundamental na avaliação da qualidade da onda senoidal pura aplicada ao fígado. Os ensaios constataram que a saída do equipamento apresenta um sinal senoidal, com baixíssima distorção, quando aplicado nas impedâncias maiores que 50  $\Omega$ . Os resultados mostram que carga resistiva acima 50 $\Omega$ , os erros se mantêm em torno de 2% comparados ao sinal senoidal teórico puro, vide Figura 66, indicando que há uma leve distorção na saída do equipamento, mas que não influencia no desempenho do procedimento de ablação.

Prosseguindo com a análise, as cargas resistivas inferiores a 50  $\Omega$ , os erros, podem alcançar 12,37% representando uma distorção do sinal senoidal puro em torno de 10% a mais, quando comparados às cargas superiores. Esta distorção é esperada, porque o decréscimo das cargas reduz o fator de qualidade dos polos ( $Q_p$ ) dos filtros, inferindo-se que os pólos se afastam do eixo imaginário no plano complexo e conseqüentemente degradando a seletividade do filtro. Isto implicou na ampliação das amplitudes das componentes de alta frequência ocasionando o aumento do erro do fator de crista.

Apesar de erros elevados nos ensaios para cargas inferiores a 50  $\Omega$ , estudos tem evidenciado que durante o processo de ablação a impedância mínima do fígado é de aproximadamente 65  $\Omega$  [33]. Assim, como o protótipo apresentou excelentes resultados para o fator de crista cuja impedância varia entre 50  $\Omega$  e 385  $\Omega$ , garante a eficiência da ablação nesse intervalo, o que evidencia a sua aplicação como equipamento para ablação hepática.

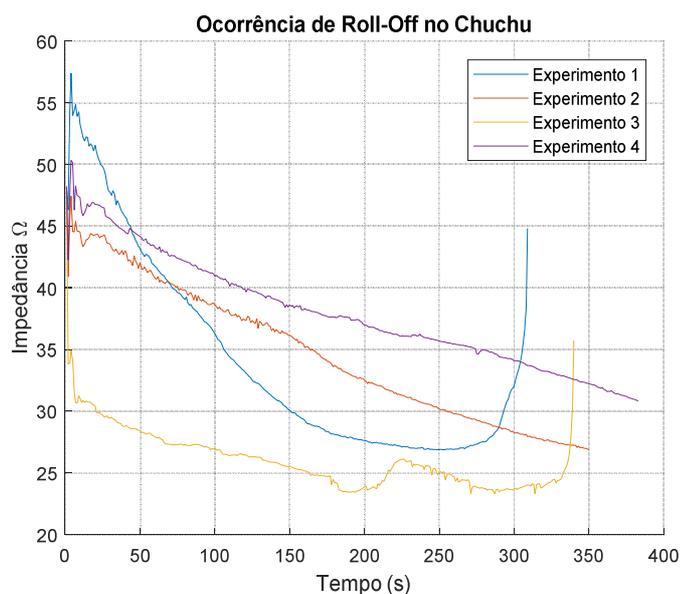
A avaliação do fator de qualidade dos pólos ( $Q_p$ ) e do filtro PI inserido na saída do inversor de frequência, demonstrou com o incremento da carga, que não houve aumento da distorção do sinal, inferindo-se que a seletividade do filtro aumentou até o limiar máximo esperado conforme exposto na teoria [45]. Embora, para impedâncias menores que 50  $\Omega$ , exista distorção relativamente alta, o formato do sinal permanece senoidal, não sendo possível perceber visualmente a distorção na tela do osciloscópio, Figura 77.



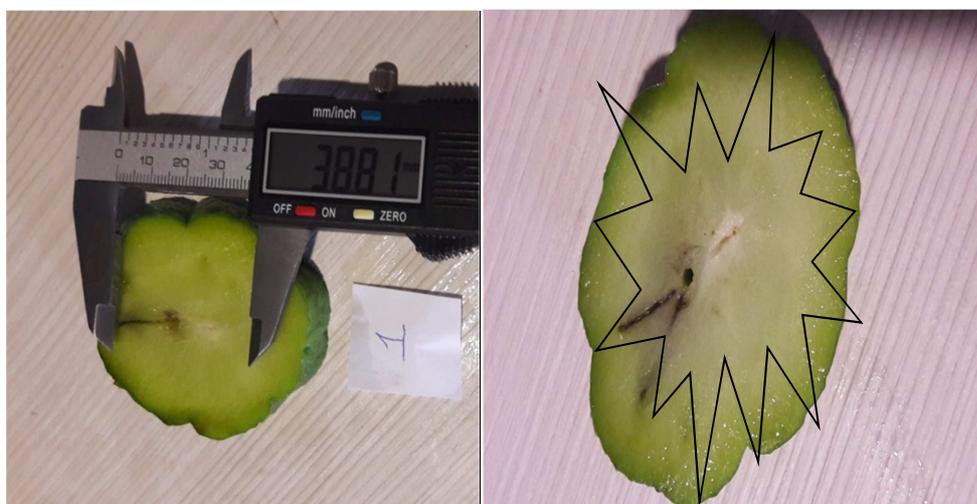
**Figura 66** - Avaliação do fator de crista para as cargas declaradas. Os valores representados por “X” indicam o valor da carga para ambas às curvas, e os apontados por “Y”, na curva azul significa o fator de crista e o verde percentual do fator de crista. Fonte: própria.

## 5.8. ENSAIOS UTILIZANDO CHUCHU

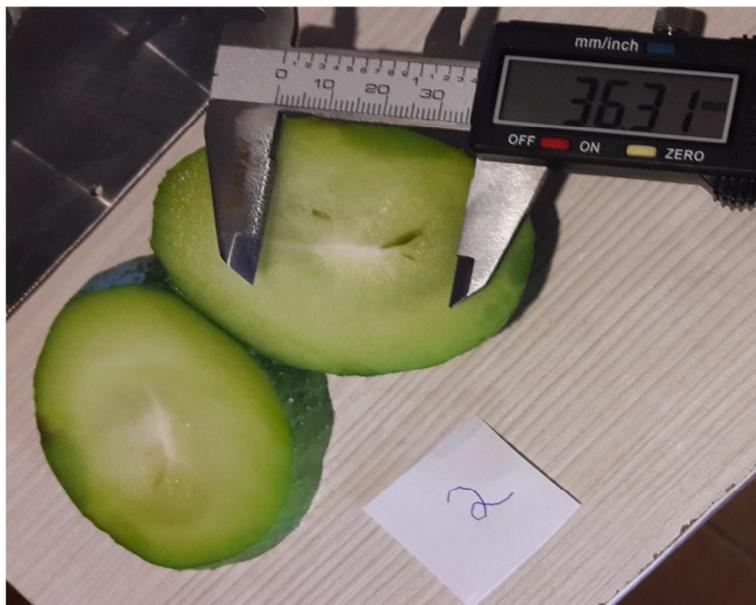
Foram realizados 8 ensaios de ablação, sendo 4 com chuchu e 4 com peças de fígado suíno, com o objetivo de analisar o comportamento da impedância da carga durante o processo de queima. Verificou-se que a curva do comportamento da impedância no chuchu, Figura 67, não se comporta de forma idêntica a cada ensaio, sendo que 2 experimentos não ocorreram *Roll-Off*, Figuras 69 e 70, e os outros dois com ocorrência de *Roll-Off* em tempos distintos, permitindo visualizar os pontos de carbonização, Figuras 68 e 71. Além disto, a quantidade de liquido contido no chuchu refrigera o eletrodo e com isto foi alcançado diâmetros maiores que o fígado.



**Figura 67** – Neste gráfico é possível visualizar o comportamento da impedância durante a realização da queima do chuchu. A potência utilizada nesta queima foi de  $30W_{RMS}$  e o tempo máximo de ablação 10 minutos. Cada curva representa um experimento realizado, cujo tempo foi truncado em 7,1 minutos para melhor visualização. Sendo que os experimentos 2 e 3 não ocorreu o Roll-Off. Fonte: própria.



**Figura 68** – Nesta figura representa o primeiro experimento, o diâmetro da queima foi de 3,88 cm. Esta linha escura mostrada no chuchu é exatamente o ponto de carbonização. Verifica-se dentro da região delineada, a área alcançada de queima.



**Figura 69** – No experimento 2 não houve carbonização. O fato é fácil de constatar devido ao não aparecimento de linhas escuras na região queimada do chuchu. O diâmetro de queima foi de 3,63 cm. Fonte: própria.



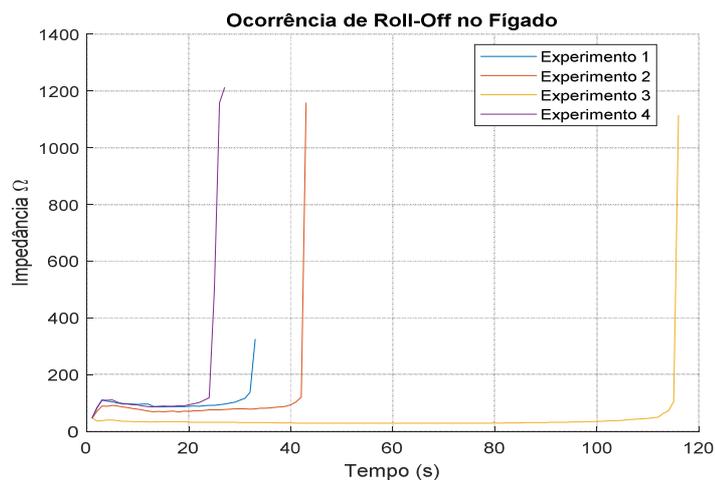
**Figura 70** – No experimento 3 também não ocorreu o Roll-off. A constatação é perceptível pelo não surgimento de linhas escuras na região de queima. O Diâmetro de queima foi de 3,1 cm. Fonte: própria.



**Figura 71** – No experimento 4 ocorreu o *Roll-off*. O fato é constatado pelos surgimentos de pontos escuros que indicam carbonização do tecido do chuchu. O diâmetro de queima foi de 3,64 cm. Fonte: própria.

## 5.9. ENSAIOS UTILIZANDO FÍGADO

No fígado, todos os ensaios ocorreram *Roll-Off* em tempos distintos. Embora, o ângulo de abertura do eletrodo durante o processo de ablação tenha sido o mesmo, as características intrínsecas de cada fígado, ponto de cavidade, conforme visto na Figura 75, contribuíram para a diferenciação dos pontos de ocorrência do *Roll-Off*. Em relação ao diâmetro de queima, quando comparado ao chuchu, ficaram menores, como era esperado, devido à baixa quantidade de líquidos existentes na região de ablação. Observa-se nas Figuras 73-76 que a região queimada fica mais aparente que no chuchu, devido à textura do tecido do fígado. Todas as ablações foram realizadas com  $30W_{RMS}$ .



**Figura 72** – Nos quatro experimentos realizados, o *Roll-Off* ocorreu em momentos distintos. Utilizando a mesma potência de  $30W_{RMS}$  e a mesma abertura do eletrodo. Contudo, nenhum destes experimentos excedeu o tempo de 3 minutos. Fonte: própria.



**Figura 73** – Nesta figura é possível notar os pontos de carbonização, que são as regiões bem escuras. O diâmetro de queima foi de 1,67 cm. A potência utilizada foi  $30W_{RMS}$ . O fígado utilizado no experimento é suíno encontrado em supermercado. Fonte: própria.



**Figura 74** – Esta figura nota-se pontos de carbonização. O experimento 2 foi realizado com potência de  $30W_{RMS}$ , mantendo o mesmo ângulo de abertura dos experimentos anteriores. A peça foi adquirida no supermercado. O diâmetro de queima foi de 1,63 cm. Fonte: própria.



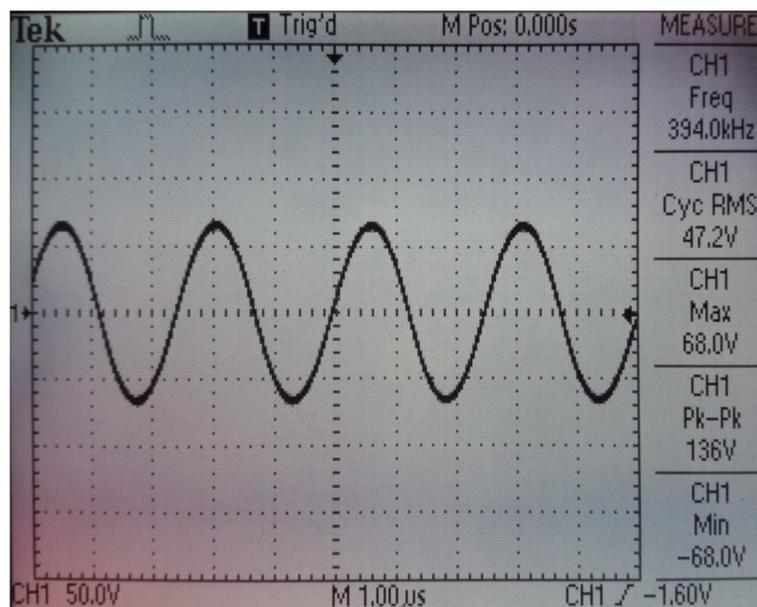
**Figura 75** – Nesta figura verificam-se cavidades nesta região de queima. A potência utilizada foi de  $30 W_{RMS}$ . Manteve-se o mesmo ângulo de abertura do eletrodo que foi utilizado em procedimentos anteriores. O diâmetro de abertura foi de 2,07 cm. Fonte: própria.



**Figura 76** – No experimento 4 notou-se cavidades no centro da região de ablação. A potência utilizada foi de  $30W_{RMS}$  e o ângulo do eletrodo manteve-se igual aos outros experimentos. O diâmetro da região de queima foi de 1,31 cm. Fonte: própria.

## 5.10. FORMATO DO SINAL DE SAÍDA DO EQUIPAMENTO

Na Figura 77 verifica-se o formato do sinal aplicado a uma carga resistiva de  $48,7\Omega$ . Embora tenha programado o equipamento para fornecer  $50W_{RMS}$ , como foi visto no ensaio de monotonicidade, a potência final medida na carga,  $45,74 W_{RMS}$ , foi inferior à potência pretendida. Portanto, o erro foi de 8,5%, que está dentro do limiar estabelecido pela norma para o funcionamento esperado dentro da faixa de carga declarada que é de 20%. Além disso, é possível verificar que o valor do fator de crista foi de 1,441, representando um erro de 1,874% em relação ao valor de 1,414, tornando-o imperceptível visualmente.



**Figura 77** – Este é o sinal de saída do equipamento desenvolvido. A carga utilizada para fazer esta medida foi de  $48,7\Omega$ . Considerando a tensão RMS mostrada no display. A potência alcançada foi de  $45,75W_{RMS}$ . Fonte: própria.

## 5.11. CUSTOS DE MATÉRIA PRIMA DO EQUIPAMENTO



**Figura 78** – Esta é a imagem do Equipamento médico assistencial. Nesta versão existem dois conectores consecutivamente para saída de RF e leitura de temperatura. Um novo case está sendo desenvolvido com mudanças relativas a esta versão.

**Tabela 15** - Nesta tabela está relacionada os custos de matéria prima para o desenvolvimento do (EMA). São componentes eletrônicos encontrados no mercado nacional para facilitar a agilidade na manutenção. Ou seja, em Brasília e São Paulo. Os valores representados em dólares possuem taxa de câmbio de 3,22 reais datado em 27/02/2018.

<b>Concepção do Equipamento</b>					
<b>Item</b>	<b>Componentes</b>	<b>Valores Unitário</b>	<b>Quant.</b>	<b>Valor em Real</b>	<b>Valor em Dólar</b>
1	Fonte Chaveada Estabilizada 24V 20A 500W Bivolt	R\$ 149,99	1	R\$ 149,99	\$ 46,58
2	Relé 5V - 2 Posições - 125V 10A	R\$ 2,47	1	R\$ 2,47	\$ 0,77
3	CD4047	R\$ 1,59	1	R\$ 1,59	\$ 0,49
4	Resistores de 1/8 W	R\$ 0,20	35	R\$ 7,00	\$ 2,17
5	Capacitores Eletrolítico 4700uF 63 V	R\$ 4,00	2	R\$ 8,00	\$ 2,48
6	Capacitores Eletrolítico 1uF 10 V	R\$ 1,00	4	R\$ 4,00	\$ 1,24
7	Capacitores Cerâmicos 1nF 250V	R\$ 0,30	10	R\$ 3,00	\$ 0,93
8	Capacitores Cerâmicos 4n7F 250V	R\$ 0,70	2	R\$ 1,40	\$ 0,43
9	Capacitores Cerâmicos 100nF 250V	R\$ 0,10	2	R\$ 0,20	\$ 0,06
10	Capacitores Cerâmicos 2500pF 1000V	R\$ 10,00	2	R\$ 20,00	\$ 6,21
11	Transformador de Núcleo de Ferrite	R\$ 50,00	3	R\$ 150,00	\$ 46,58
12	Amplificadores Operacionais LT1014	R\$ 25,00	4	R\$ 100,00	\$ 31,06
13	IRF 540	R\$ 12,00	2	R\$ 24,00	\$ 7,45
14	Diodo 1N5408	R\$ 0,38	1	R\$ 0,38	\$ 0,12
15	Diodo 1N4148	R\$ 0,10	2	R\$ 0,20	\$ 0,06
16	Circuito Integrado IR2110	R\$ 6,49	1	R\$ 6,49	\$ 2,02
17	Circuito Integrado 74HC14	R\$ 1,98	2	R\$ 3,96	\$ 1,23
18	Circuito Integrado 74HC00	R\$ 1,98	3	R\$ 5,94	\$ 1,84
19	Regulador de Tensão LM317	R\$ 1,00	1	R\$ 1,00	\$ 0,31
20	Transistores MJ802	R\$ 22,00	3	R\$ 66,00	\$ 20,5
21	Resistores de 5W	R\$ 0,50	3	R\$ 1,50	\$ 0,47
22	Transistores BC 548	R\$ 0,50	2	R\$ 1,00	\$ 0,31
23	Fio de cobre esmaltado 1Kg	R\$ 48,50	1	R\$ 48,50	\$ 15,06
24	Raspberry PI3	R\$ 189,99	1	R\$ 189,99	\$ 59,00
25	Tela Touch screen, telas de 7 polegadas	R\$ 448,00	1	R\$ 448,00	\$ 139,13
26	Fabricação de Case	R\$ 1.000,00	1	R\$ 1.000,00	\$ 310,56
27	Desenvolvimento da placa de controle	R\$ 221,80	1	R\$ 221,80	\$ 68,88
28	Desenvolvimento da placa do Gerador	R\$ 195,90	1	R\$ 195,90	\$ 60,84
	<b>Valor Total dos Componentes</b>			<b>R\$ 2.662,31</b>	<b>\$ 826,8</b>

## 5.12. CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Neste capítulo foram apresentadas as modelagens fenomenológicas e as estimativas utilizando método de identificação do sistema, com seus respectivos resultados referentes à estabilidade do sinal e as curvas de resposta para as análises de desempenho. Mostraram-se também os resultados dos ensaios de exatidão, monotonicidade, fator de crista e queimas utilizando chuchu e fígado. No processo de queima obteve-se as curvas para identificação de Roll-off que serão avaliadas e comparadas. Por fim, o formato do sinal de saída do equipamento avaliado com a representação do custo final da matéria prima.

## CAPÍTULO 6

---

### 6. CONCLUSÃO

Inicialmente, todos os objetivos específicos foram alcançados. Os levantamentos do estado da arte motivaram a elaboração deste EMA para realização da ablação hepática. Os testes ablativos ex-vivo, contribuíram para estabelecer a potência necessária a realização da ablação, bem como para definir o comportamento da variação da impedância no fígado suíno e no chuchu, permitindo obter um circuito com melhor desempenho.

Na literatura, não há detalhes de outros equipamentos disponíveis para realizar análises comparativas, desta maneira, a Norma NBR-IEC 60601-2-2, 2013, foi utilizada para avaliar o EMA. A inovação neste produto é definida pelo fato de não existir produtos desenvolvidos no Brasil certificado pela ANVISA.

No processo de desenvolvimento, optou-se em utilizar um oscilador, para a geração da onda quadrada, em paralelo ao Raspberry PI, evitando assim uma possível sobrecarga de código no minicomputador. No entanto, este oscilador é responsável pelos acionamentos dos transistores de potência do circuito inversor de frequência. Assim, houve a necessidade de fazer um condicionamento dos sinais de saída do oscilador para evitar acionamentos simultâneos dos transistores de potência. Além disto, para manter a potência necessária à realização da ablação, um circuito de controle de potência com três transistores de potência em paralelo foi projetado, garantindo a distribuição uniforme em cada um.

Os resultados das Modelagens Fenomenológicas (MF) e as estimativas por Identificação de Sistemas (IS) permitiram determinar seis funções candidatas a planta do equipamento, sendo quatro IS e duas MF. Dentre as funções de transferência obtidas por meio da IS, a IS usando como sinal de teste, parábola, foi descartada por mostrar índice de confiabilidade bem inferior em relação as outras cinco. Além disto, a função de transferência obtida por MF de 9ª ordem foi utilizada para a realização dos estudos de estabilidade, em seguida, reduzida para 2ª ordem com grau de confiabilidade de 98,46%, com o objetivo de determinar o desempenho do sistema, juntamente com as demais funções IS. Adicionalmente, foram comparadas as funções IS e a de 2ª ordem, com o objetivo de validar a função obtida

com MF. Assim, foi possível verificar que os graus de confiabilidade referente às funções IS e a de 2ª ordem foram bem semelhantes.

Diante das três alternativas para representação do sistema, IS rampa e seno, e MF 2ª ordem, embora, os parâmetros de desempenho não sejam iguais nas três funções, o grau de confiabilidade entre elas é elevado. Por outro lado, o conceito de “bom modelo” é subjetivo [21]. Assim, apesar das funções de transferências encontradas possuírem uma alta correlação com o possível modelo real da planta, existem incertezas associadas, como era esperado, devido a utilização de ferramentas estatísticas para a obtenção das funções IS, e da variação dos valores dos componentes eletrônicos quando em funcionamento, MF. Uma maneira simples de amenizar esse erro seria associar um fator multiplicativo ou somatório considerando a incerteza  $\Delta(s)$ . No entanto existem outras técnicas mais elaboradas com aplicação da teoria de controle robusto.

Ressaltando a etapa de modelagem, com o modelo referente ao filtro de saída, foi possível por meio de simulações, entender comportamentos que acontece do ponto de vista de ensaios práticos, como exemplo, verificar porque com determinada faixa de valores de impedância a potência atingi pontos mais altos que  $50W_{RMS}$ . Este fato foi visualizado aumentando a impedância, o ganho para frequência de corte aumenta, e conseqüentemente a potência. Notou-se também que o erro do modelo em relação à frequência ajustada do equipamento é de aproximadamente 56,61kHz, que representa 13,94% do sinal real que é de 406kHz. Adicionalmente, verificou-se que os pólos se aproximam do eixo imaginário de acordo com o aumento da carga.

Todos os ensaios efetuados, conforme a Norma ABNT - NBR-IEC 60601-2-2 (2013), tiveram no sinal de saída do equipamento a frequência 406,05 kHz com desvio padrão de 1,25 kHz. Como a frequência pré-ajustada foi 400 kHz resultou numa variação de +/- 1.51%. Estatisticamente o erro é pequeno e a norma não faz alusão a este fato. Ademais, no levantamento dos gráficos de exatidão e de monotonicidade, é possível afirmar que o equipamento atendeu completamente aos ensaios propostos neste trabalho, conforme estabelecido pela norma supracitada, com os limiares muito superiores aos recomendados, evidenciando a qualidade técnica do equipamento. Os ensaios no chuchu mostraram que devido a quantidade de água, em duas situações não ocorrem o Roll-Off. Contudo, verificou-se que a região de ablação ficou maior que no fígado suíno. Ao contrário, a presença de água no fígado suíno é bem menor, provocando o Roll-Off em todos os testes. No entanto, em locais que continha cavidades no fígado, a ocorrência do Roll-Off foi mais lenta.

Em relação ao desenvolvimento de produtos, é necessário se ater aos valores financeiros do produto, verificando a viabilidade econômica de se produzir no Brasil. Diante disto, levantou-se que no Canadá o produto custa aproximadamente \$ 20.000,00 (vinte mil dólares canadense), que representa aproximadamente R\$ 49.000,00 (quarenta e nove mil reais), para o câmbio datado do dia 13/02/2017 sem mencionar os impostos de importação do produto. Assim, para o produto ser viável é necessário que um projeto de um EMA tenha valor inferior a este, ou no máximo igual, de modo a possibilitar a inserção do mesmo no mercado brasileiro.

Devido aos altos custos de importação do equipamento conforme mencionado no parágrafo anterior, acredita-se que a viabilização da construção desse equipamento em série, permitirá ao SUS, que é subsidiado por verba pública, disponibilizar mais equipamentos em sua rede de atendimento.

Assim, considerando os resultados de desempenho do EMA desenvolvido nesse trabalho, em conjunto com o baixo custo dos materiais para prototipação, é relevante pensar na melhoria do projeto com as seguintes sugestões de trabalhos futuros:

- Desenvolvimento de um circuito de segurança para evitar excesso de corrente no paciente caso alguns destes transistores danifique se tornando um curto;
- Estudo de metodologia de controle robusto, visando mitigação do erro de incerteza entre a função de transferência levantada do sistema e o seu real comportamento;
- Desenvolvimento de controle adaptativos no EMA;
- Estudos de compatibilidade eletromagnética do EMA com outros dispositivos em ambiente hospitalar;
- Modelagem do circuito de medida de corrente elétrica fornecida ao fígado, tendo em vista que neste trabalho foi modelado apenas o ramo referente a medida de tensão.

## REFERÊNCIAS

- [1] Reis DO, Araújo ECD, Cecílio LCDO, *Políticas Públicas de Saúde no Brasil: Sus e pactos pela Saúde*, Universidade Aberta do SUS, 2011, pp. 1 - 18.
- [2] Ribero MAFJ, Coloneri RP, Nunes BDS, Chaib E, Rodrigues DJG, SAAD WA, Cecconello I, *Ablação por Radiofrequência de Tumores Hepáticos Primários e Metastáticos: Experiência em 113 Casos*. *ABCD Arq Bras Cir Dig*, 2006. 20(1): 38-44. PMID: 01026720. <http://dx.doi.org/10.1590/S0102-67202007000100008>.
- [3] Peter YJ, Hani MB, Peter CL, Julia VL, Steven LK, Bradford WJ, *Detection of Blood Vessels for Radio-Frequency Ablation treatment Planning*, Computer-Based Medical Systems, 14th IEEE Symposium on, 2001, 123-126. PMID: 10637125. <http://dx.doi.org/10.1109/CBMS.2001.941708>.
- [4] NBR-IEC 60601-2-2 , *Equipamento Eletromédico, Parte 2: Prescrição particulares de Segurança para Equipamento Cirúrgico de Alta Frequência*, ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2013.
- [5] Kikuchi LOO, *Análise da Sobrevida de Pacientes com carcinoma hepatocelular atendidos no Instituto do Câncer do Estado de São Paulo*. [dissertação] São Paulo: University of São Paulo, 2015.
- [6] Pimenta JR, Massabki PS, *Carcinoma Hepatocelular: Um panorama clínico, 2009*. 8:59-67.
- [7] Scaffaro LA, *Embolização Intra-Arterial no Tratamento do Carcinoma Hepatocelular Irressecável: Comparação de Partículas de Plivinil Álcool Não Esféricas com Microesferas na Síndrome Pós-Embolização, Resposta Tumoral e Sobrevida [tese]*, Rio Grande do Sul: Federal University of Rio Grande do Sul, 2013.
- [8] Rego RF, *Estudo Histomorfométrico da Necrose em tecido hepático de ratos: Terapia Fotodinâmica combinada com ablação a laser e Terapia Fotodinâmica com o fotossensibilizador Luzitin [tese]*, São Carlos, SP: Federal University of São Carlos, 2012.
- [9] Chang-Hsien L, Chih-Yung Y, Wei-Chou C, Ming-Shen D, Cheng-Wen H, Yu-Ching C, Guo-Shu H, *Computed Tomographic-guided Percutaneous Radiofrequency Ablation with Hydrodissection of Hepatic Malignancies in the Subcapsular Location: Evaluation of Safety and Technical Efficacy*, *Jornal of the Chinese Medical Association*, 2016. 79(2) :93-100. PMID: 26507775. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcma.2015.07.013>.
- [10] Gomes MA, Priolli DG, Tralhão JG, Botelho MF, *Hepatocellular Carcinoma: epidemiology, biology, diagnosis and therapies*, R. d. A. M. Brasileira, 2013. vol. 59(5):493-508. PMID: 24041910. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ramb.2013.03.005>.
- [11] Bouza C, López-Cuadrado T, Alcázar R, Saz-Parkinson Z, Amate JA, *Meta-analysis of percutaneous radiofrequency ablation versus ethanol injection in hepatocellular carcinoma*, *BMC Gastroenterology*, 2009. 9:31. PMID: 19432967, <http://dx.doi.org/10.1186/1471-230X-9-31>.
- [12] Ulucakli ME, Subedi Y, I.-C, *Radiofrequency Ablation of Tumors*, *Proceedings of the IEEE 31st Annual Northeast Bioengineering Conference*, 2005:1-2. PMID: 0-7803-9105-5 <http://dx.doi.org/10.1109/NEBC.2005.1431941>.
- [13] Clavien P, Lesurtel M, Bossuyt P, Gores G, Langer B, Perrier A, *Recommendations for liver transplantation for hepatocellular carcinoma: an international consensus conference report*, *The Lancet Oncology*, 2012. 13(2): 11-22. PMID: 22067762. [http://dx.doi.org/10.1016/S1470-2045\(11\)70175-9](http://dx.doi.org/10.1016/S1470-2045(11)70175-9).

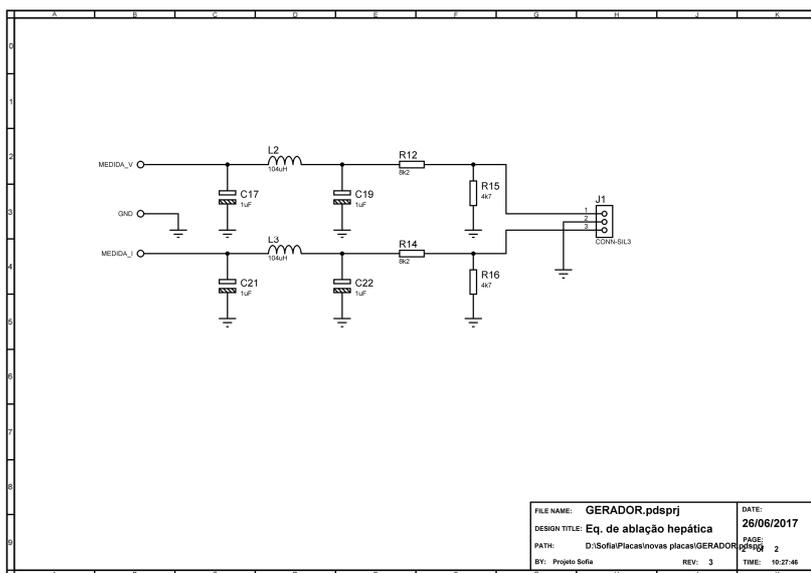
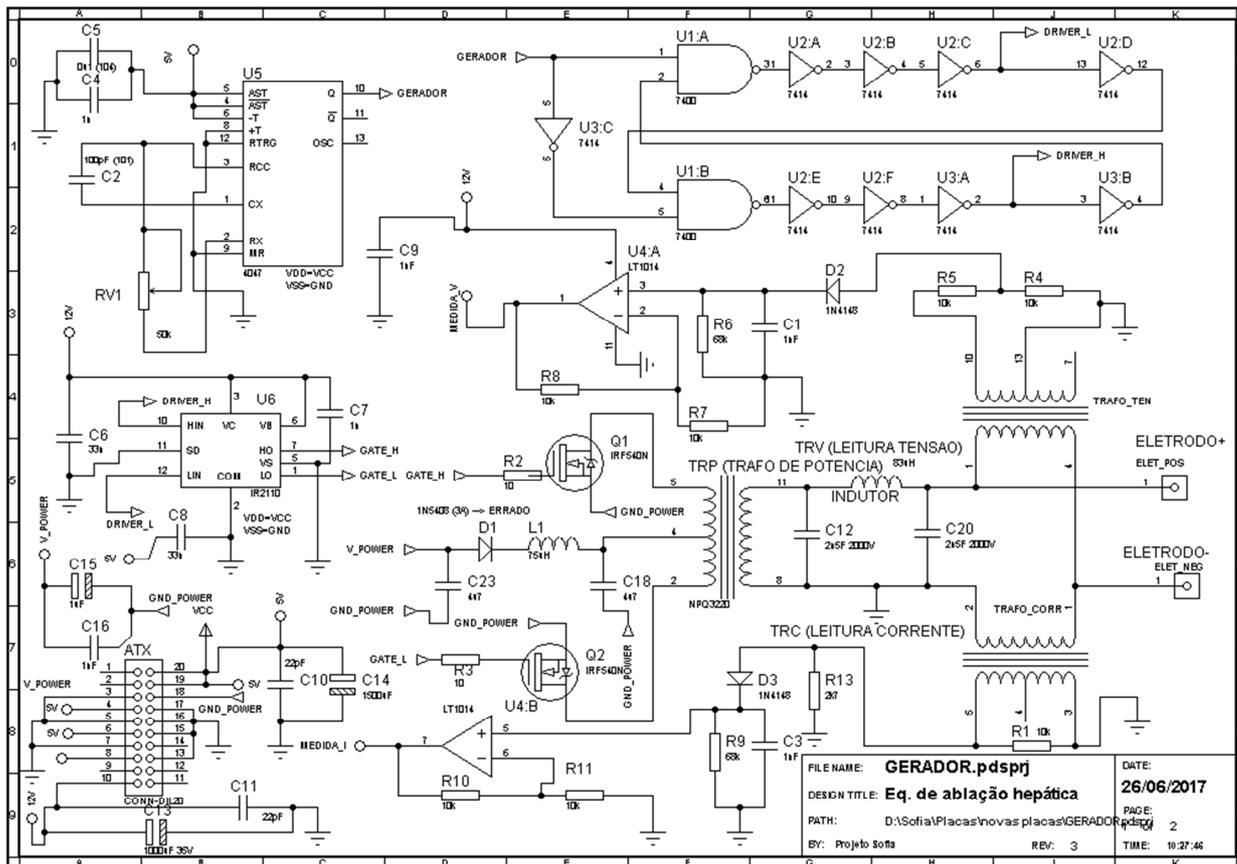
- [14] Silva M, Mattos AAD, Fontes PRO, Waechter F, Lima LP, *Avaliação da Ressecção Hepática em Pacientes Cirróticos com Carcinoma Hepatocelular*, Arquivos de Gastroenterologia, 2008. 45(2):99-105. PMID: 16784219. <http://dx.doi.org/10.1590/S0004-28032008000200002>.
- [15] Gonzalo S, e Bruix J, *Liver transplantation for hepatocellular carcinoma: outcomes and novel surgical approaches*, Nature Reviews | Gastroenterology & Hepatology, 2017. 14:203-217. <http://dx.doi.org/doi:10.1038/nrgastro.2016.193>.
- [16] Waechter FL, Sampaio JA, Berger PRS, Souza EKD, *Ressecção Hepática com uso de Radiofrequência Bipolar*, 2007. 34(2):340-342. PMID: 01006991. <http://dx.doi.org/10.590/S0100-69912007000500012>.
- [17] Pinheiro MM, *Desenvolvimento de um Eletrodo Expansível de Níquel-Titânio para Ablação Hepática por Radiofrequência, [dissertação]* Universidade de Brasília, 2016.
- [18] Schneider BJ, José PA, *Desenvolvimento de um Equipamento Eletrocirúrgico com Saída não Chaveada*, Revista Brasileira de Engenharia Biomédica - RBEB 2005. 21(1):15-24. PMID: 24464740.
- [19] Richman P, *Wave Factors for Rectifiers with Capacitor Input Filters, and Other High Crest-Factor Loads*, IEEE Transactions on Industrial Electronics and Control Instrumentation, 1974. 1(4):235-241. PMID: 0018-9421. <http://dx.doi.org/10.1109/TIECI.1974.351156>.
- [20] Schneider B, Bernardi R, Abatti PJ, *A Faísca Eletrocirúrgica como causa da Eletroestimulação e da Queimadura DC*, IV Latin American Congress on Biomedical Engineering, Bioengineering Solutions for Latin America Health. IFMBE Proceedings, 2007. 18: 81-885. PMID: 978-3-540-74470-2. [https://doi.org/10.1007/978-3-540-74471-9\\_204](https://doi.org/10.1007/978-3-540-74471-9_204).
- [21] Coelho AAR, Coelho LDS, *Identificação de Sistemas Dinâmicos Lineares Dinâmicos Lineares*, Florianópolis: UFSC, 2004.
- [22] Ogata K, Engenharia de Controle Moderno, São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.
- [23] Norman SN, *Engenharia de Sistemas de Controle*, Rio de Janeiro: LTC - Livros Técnicos e Científicos Editora Ltda, 2012.
- [24] Garcia G, *Modelagem e Simulação*, São Paulo: Edusp - Editora da Universidade de São Paulo, 2005.
- [25] Guerra CAF, *Estrutura ANFIS Modificada para Identificação e Controle de Plantas com Ampla Faixa de Operação e não Linearidade Acentuada*, [Tese]: Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2012.
- [26] Mollenkamp RA, *Control of High-Order Systems Using Simple Models*, Michigam: University Microfilms, A XEROX Company, 1971.
- [27] Alves EDL, Vecchia FAS, “Análise de diferentes métodos de interpolação para a precipitação pluvial no Estado de Goiás,” *Acta Scientiarum. Human and Social Sciences*, 2011. 33(2):193-197. <https://doi.org/10.1007/DOI: 10.4025/actascihumansoc>.
- [28] Kay SM, *Fundamentals of Statistical Signal Processing: Estimation Theory*, Kingston: Prentice Hall PTR, 1993.
- [29] Hines WW, Montgomery DC, Goldsman DM, Borror CM, *Probabilidade e Estatística na Engenharia*, Rio de Janeiro: LTC, 2006.
- [30] Hsien LC, Yung YC, Chou CW, Shen DM, Wen HC, Ching CY, Shu HG, *Computed Tomographic-guided Percutaneous Radiofrequency Ablation with Hydrodissection of Hepatic Malignancies in the Subcapsular Location: Evaluation of Safety and Technical Efficacy*, Journal of the Chinese Medical Association, 2016. 79(2): 93-100.

- <https://doi.org/10.1007/10.1016/j.jcma.2015.07.013>.
- [31] khlebnikov R, Muehl J, *Effects of Needle Placement Inaccuracies in Hepatic Radiofrequency Tumor Ablation*, IEEE, EMBS 32nd Annual International Conference. 10: 716-721. PMid:978-1-4244-4123-5. <https://doi.org/10.1007/10.1109/IEMBS.2010.5626103>.
- [32] Sales RSDS, *Avanços no Tratamento Minimamente Invasivo do Câncer de Pulmão*, Hospital Albert Einstein, 2010. 8(1):35-39.
- [33] Alba J, González-Suárez A, Trujillo M, Berjano E, *Theoretical and experimental study on RF tumor ablation with internally cooled electrodes: When does the roll-off occur?*, Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, Annual International Conference of the IEEE, 2011, pp. 314-7. PMid: 22254312. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090082>.
- [34] Grande KC, *Análise da Energia Utilizada por Bisturi Elétrico na Ablação de Tecido Orgânico*, [Dissertação]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2014.
- [35] Schneider B, *Estudo Teórico-Prático de Parâmetros Técnicos e Fisiológicos Utilizados em Eletrocirurgia, visando a otimização do desenvolvimento e performance de um bisturi Eletrônico*, [Dissertação] Curitiba: CEFET-PR, 2004.
- [36] ANVISA, <https://consultas.anvisa.gov.br/#/saude/?numeroRegistro=80743230025>, Consultado em 25-07-2017, 2017.
- [37] Haemmerich d, Tyler SS, Tungjitkusolmun S, Lee FT, Mahvi DM, Webster JG, *Hepatic Bipolar Radio-Frequency Ablation Between Separated Multiprong Electrode*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2001, 48(10):1145-52. PMid: 11585038. <https://doi.org/10.1109/10.951517>.
- [38] Zelenovsky R, Mendonça A, *Hardware e Interfaceamento*, MZ Editora LTDA, 2002.
- [39] Intersil, *CMOS Low-Power Monostable/Astable Multivibrator (CD4047BMS)*, Brussels: Intersil SA, 1992.
- [40] Kavak F, *A Sizing Algorithm for Non-Overlapping*, Linköping: Institutionen för systemteknik Linköping [Dissertação], 2004.
- [41] Ronald JT, NEAL SW, GREGORY LM, *Sistemas Digitais Princípios e aplicações*, São Paulo, SP: Person Prentice Hall, 2008.
- [42] Texas Instruments, *Understanding Schmitt Triggers - Application Report*, Dallas, 2011. pp. 1-5.
- [43] Razavi B, *Fundamentos de Microeletrônica*, Rio de Janeiro, RJ: Genesis, 2010.
- [44] Louis E, Frenzel J, *Eletrônica Moderna, Fundamentos, Dispositivos, Circuitos e Sistemas*, São Paulo, SP: McGraw Hill, 2015.
- [45] Vernetti JCDS, *Intrusão à Teoria de Redes*, 1º ed., vol. 1, ULBRA, 2003.
- [46] Alexander CK, Sadiku MNO, *Fundamentos de Circuitos Elétricos*, 3º ed., McGraw-Hill Companies Inc, 2008.
- [47] Kienitz KH, *Análise de Circuitos: um enfoque de sistemas*, SP: Manoele Ltda, 2002.
- [48] IRWIN JD, *Basic Engineering Circuit Analysis*, 7º ed., vol. Único, Rio de Janeiro, RJ: LTC, 2003.
- [49] Liu X, Wang Y, Zhu J, Guo Y, Lei G, Liu C, *Calculation of Capacitance in High-Frequency Transformer Windings*, Sidney: IEEE Transactions on Magnetics, 2016. 52(7):1-4. PMid: 00189464. <https://doi.org/10.1109/TMAG.2016.2522976>.
- [50] Disponível em: <[http://www.thornton.com.br/home\\_ing.htm](http://www.thornton.com.br/home_ing.htm)>. Acesso em: 30 de Março de 2017..

- [51] NXP, *I<sup>2</sup>C Specification and User Manual*. Disponível em: < [http://www.nxp.com/documents/user\\_manual/UM10204.pdf](http://www.nxp.com/documents/user_manual/UM10204.pdf) > Acesso em 17 de Março de 2017..
- [52] Texas Instruments Incorporated, *LM317-3 - Terminal Adjustable Regulator*, Dallas: Texas Instruments Incorporated, 2016.
- [53] Malvino AP, *Princípios de Eletrônica*, 4<sup>o</sup> ed., vol. 2, McGraw-Hill, 2000.
- [54] Mark S, *Rapid GUI Programming with Python and Qt*, Prentice Hall, 2008.
- [55] Chun W, *Core Python Programming*, vol. 1, Prentice Hall PTR, Upper Saddle River,NJ, 2001.
- [56] Blanchette J, Summerfield M, *C++ GUI Programming with Qt 4*, 2<sup>o</sup> ed., Prentice Hall, 2008.
- [57] Hailey D, *Radiofrequency Ablation in the Treatment of kidney cancer*, Issues in Emerging Health Technologies, 2006, 80:1-4. PMID: 14886316.
- [58] Villard C, Soler L, Papier N, Agnus V, Gangi A, Mutter D, Marescaus J, RF-Sim: A Treatment Planning Tool for Radiofrequency Ablation of Hepatic Tumors, Proceedings of the Seventh Internacional Conference on Information Visualization, 2003. PMID: 0-7695-1988-1. [https://doi.org/ 10.1109/IV.2003.1218041](https://doi.org/10.1109/IV.2003.1218041).

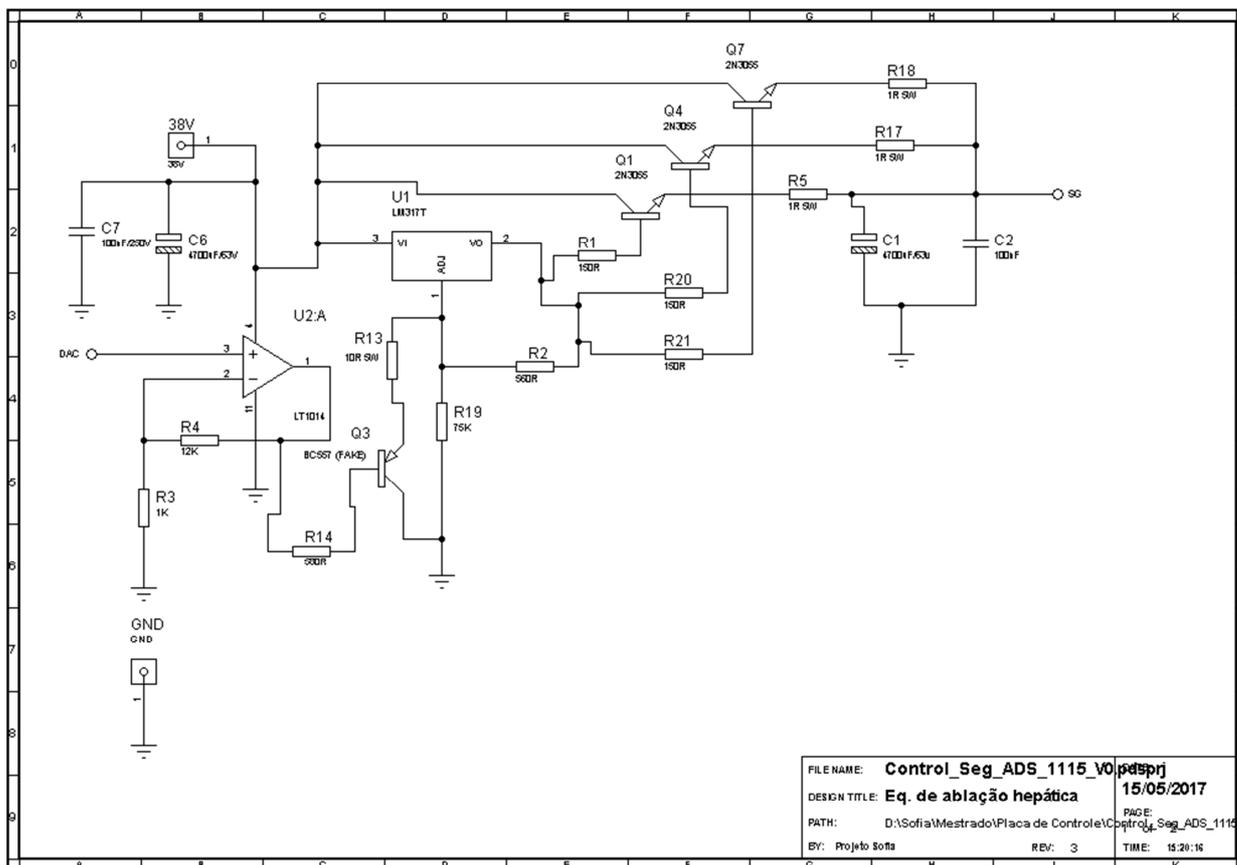
Anexo I

Circuito do gerador de Radiofrequência e do filtro de saída das medidas de tensão e corrente.



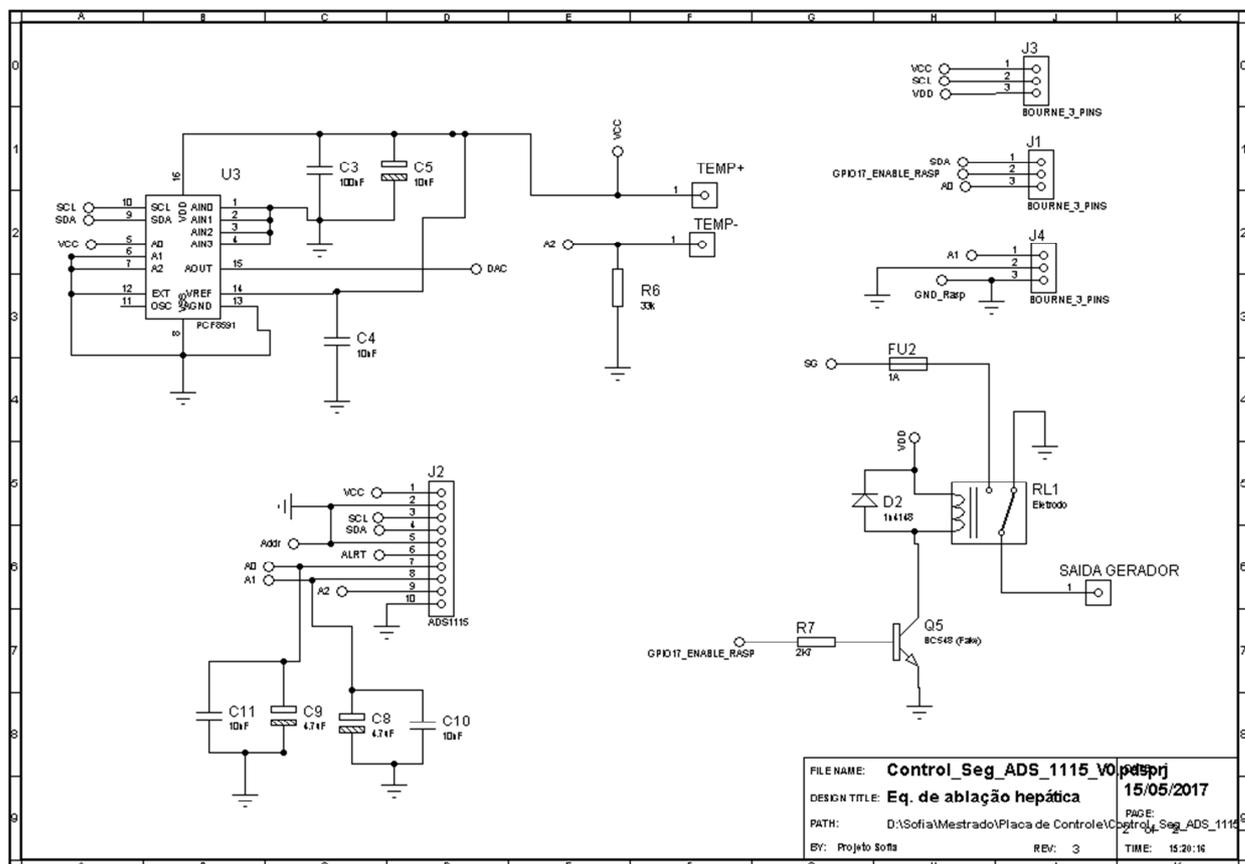
Anexo II

Circuito de controle da radiofrequência do equipamento



## Anexo III

Circuito dos conversores ADC e DAC juntamente com o rele de proteção.



## Anexo IV

Placas de circuito impresso, confeccionadas pela empresa Micropress, do Equipamento Assistencial Médico.

