

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

**Pesquisa e Inovação em Saúde para o
tratamento do Carcinoma Hepatocelular
(CHC): Estudo do eletrodo de 5 hastes com
sensor de temperatura embutido**

Autor: Gustavo Oliveira do Amaral

Orientador: Dr^a. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Me. Mário Fabrício Fleury Rosa

Brasília, DF

2017



Gustavo Oliveira do Amaral

**Pesquisa e Inovação em Saúde para o tratamento do
Carcinoma Hepatocelular (CHC): Estudo do eletrodo de
5 hastes com sensor de temperatura embutido**

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

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Dr^a. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Me. Mário Fabrício Fleury Rosa

Brasília, DF

2017

Gustavo Oliveira do Amaral

Pesquisa e Inovação em Saúde para o tratamento do Carcinoma Hepatocelular (CHC): Estudo do eletrodo de 5 hastes com sensor de temperatura embutido/
Gustavo Oliveira do Amaral. – Brasília, DF, 2017-

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

Orientador: Dr^a. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2017.

1. Ablação. 2. Eletrodo. I. Dr^a. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Pesquisa e Inovação em Saúde para o tratamento do Carcinoma Hepatocelular (CHC): Estudo do eletrodo de 5 hastes com sensor de temperatura embutido

CDU 02:141:005.6

Gustavo Oliveira do Amaral

Pesquisa e Inovação em Saúde para o tratamento do Carcinoma Hepatocelular (CHC): Estudo do eletrodo de 5 hastes com sensor de temperatura embutido

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

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 27 de novembro de 2017:

**Dr^a. Suélia de Siqueira Rodrigues
Fleury Rosa**
Orientador

Me. Mário Fabrício Fleury Rosa
Coorientador

Eng. Bruno da Costa Motta
Convidado 1

Eng^a. Joziane Porcino da Silva
Convidado 2

Eng^a. Yasmin Carneiro Lobo Macedo
Convidado 3

Eng. Ronei Delfino da Fonseca
Convidado 4

Brasília, DF

2017

*Este trabalho é dedicado aos meus pais, irmão, amigos
e todos aqueles que me apoiaram nesta jornada acadêmica.*

Agradecimentos

Gostaria de agradecer a todas as pessoas que estiveram envolvidos de forma direta ou indireta na construção deste trabalho, em especial a professora Suélia e ao professor Mário por estarem sempre dispostos a ajudar e a me ensinar durante este tempo de escrita.

Gostaria de agradecer também aos alunos de iniciação científica que me ajudaram na construção do eletrodo. Em especial ao Aubani e Vítor, pelas várias horas e noites passadas dentro do laboratório Lei.

Com participação indireta, gostaria de agradecer a minha família por ser esse suporte em minha vida e sempre me apoiar nas minhas escolhas pessoais e profissionais.

*“Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades,
lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas
do que parecia impossível.”
(Charles Chaplin)*

Resumo

A Ablação por Radiofrequência (ARF) tem se consolidado como tecnologia em saúde para o tratamento de Carcinomas Hepatocelulares (CHC), mostrando-se ser um procedimento minimamente invasivo e eficaz. Este método consiste em inserir um eletrodo até a área onde se localiza o tumor dentro do fígado humano, e através da radiofrequência, será gerado um calor na ponta do eletrodo suficientemente capaz de queimar o carcinoma por completo e necrosar a região. A área de queima no fígado depende do tipo de eletrodo escolhido para a cirurgia e do controle de temperatura na região durante o processo cirúrgico. O eletrodo é o instrumento que é inserido no corpo humano e alcança as lesões desejadas levando a energia propícia para tratamento. Neste trabalho foi escolhido o eletrodo do tipo guarda-chuva como modelo por possibilitar um maior ganho em termos de volume. O objetivo desta Pesquisa e Inovação é justamente mesclar o controle de temperatura durante a cirurgia utilizando um eletrodo guarda-chuva, assim para tal feito foi inserido um sensor de temperatura isolado dentro do eletrodo onde a temperatura pode ser vista através do display de interface com o usuário do equipamento médico denominado SOFIA (equipamento de radiofrequência em desenvolvimento na Universidade de Brasília (UnB) em parceria com o Ministério da Saúde). Para mostrar o poder de queima do eletrodo, foram utilizadas simulações no intuito de representar a propagação de calor e o volume queimado para diferentes angulações. Além disso, foi detalhado passo a passo a construção do eletrodo e a maneira como o sensor foi inserido dentro do protótipo. Como resultado, é esperado um maior controle e precisão durante todo o processo de queima, aumentando assim a eficiência da cirurgia ablativa. Por fim, este estudo visa contribuir para o desenvolvimento e aperfeiçoamento de políticas públicas envolvendo a Universidade de Brasília e a saúde.

Palavras-chaves: Ablação por radiofrequência; Eletrodo tipo guarda-chuva; carcinoma hepatocelular; Sensor de temperatura.

Abstract

Radiofrequency Ablation (RFA) has been consolidated as a health technology for the treatment of Hepatocellular Carcinomas (HCC), proving to be a minimally invasive and effective procedure. This method consists of inserting an electrode into the area where the tumor is located inside the human liver and making use of radiofrequency, the created heat at the end of the electrode will be enough to burn the carcinoma completely and necrotize the region. The part of liver that will be burned depends on the type of electrode chosen for surgery and the temperature control in the region during the surgical procedure. The electrode is the instrument that is inserted in the human body and reaches the desired lesions leading suitable energy for the treatment. In this work, the umbrella type electrode was chosen as the model because it allows greater gain in terms of volume. The purpose of this research and innovation is precisely to unite the temperature control during the surgery using an umbrella electrode, so for this purpose, an insulated temperature sensor was inserted inside the electrode where the temperature can be seen through the user interface display of the medical equipment named SOFIA (radiofrequency equipment under development at the University of Brasilia (UnB) in partnership with the Ministry of Health). In order to show the burning power of the electrode, simulations is been used to represent the heat propagation and the burned volume for different angles. In addition, step by step details of the construction of the electrode and the way the sensor was assembled inside the equipment were inserted. As a result, greater control and precision are expected throughout the firing process, thus increasing the efficiency of ablative surgery. Finally, this study aims to contribute to the development and improvement of public policies involving the University of Brasilia and health.

Key-words: Radiofrequency ablation; Umbrella electrode ; Hepatocellular carcinoma; Temperature sensor.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Circuito elétrico fechado para ablação por radiofrequência, envolvendo o gerador SOFIA e o eletrodo guarda-chuva produzido neste trabalho (Autoria própria)	20
Figura 2 – Eletrodo inserido dentro do corpo humano para a realização da ablação por radiofrequência. Os cabos representam a conexão entre o gerador e o eletrodo para a passagem de corrente e também mostra a pele do paciente marcada para a inserção do eletrodo (RAMBO, 2008)	21
Figura 3 – Circuito proposto sobre as impedâncias atuantes durante um processo ablativo (Adaptado pelo autor)	22
Figura 4 – Mapeamento das cirurgias mais utilizadas contra o CHC segundo o BCLC (Adaptado pelo autor)	26
Figura 5 – As 5 hastes do eletrodo guarda-chuva com abertura de 90° dentro do ambiente COMSOL durante a simulação (Autoria própria).	29
Figura 6 – Volume de queima x Temperatura das hastes, mostra uma compilação das simulações realizadas, envolvendo temperatura e angulação (Autoria própria).	30
Figura 7 – Protótipo do esqueleto do formato do handle realizado no <i>software SolidWorks</i> (Autoria própria).	31
Figura 8 – Visão lateral e superior do handle com os respectivos parâmetros em tamanho real para ser impresso na impressora 3D de filamento localizado no campus Darcy Ribeiro (Autoria própria).	32
Figura 9 – Visão lateral do <i>handle</i> aberto, mostrando todo seu compartimento interno. Onde cada parte evidenciada na figura possui uma função específica (Autoria própria).	33
Figura 10 – Eletrodo completo com todas as suas estruturas encaixadas (Autoria própria).	33
Figura 11 – Fio de arco ortodôntico (imagem à esquerda), molde para memorização feita de aço inox (imagem do meio) e fio memorizado depois de sofrer altas temperaturas (imagem à direita) (SOUZA, 2016).	35
Figura 12 – <i>Plug canon Xlr</i> : conector que fornece a radiofrequência e a leitura do sensor ambos via cabo (Autoria própria).	36
Figura 13 – Interior do handle com os fios amontoados (imagem à esquerda), Interior do handle depois de aplicada a solução para evitar que os fios se embarçassem e assim evitar algum curto (imagem à direita) (Autoria própria).	37

Figura 14 – 3 posições de abertura das hastes no eletrodo guarda-chuva. Na imagem mais à esquerda as hastes estão na abertura de $\pm 60^\circ$. Na imagem do meio o <i>slider</i> está no centro e a abertura está na metade, em torno de $\pm 90^\circ$. Na figura mais à direita o <i>slider</i> está no seu ponto máximo e as hastes também estão na abertura máxima de 180° (Autoria própria).	37
Figura 15 – Divisor de tensão montado para capturar os valores de V_0 de acordo com a variação de R_t (Autoria própria).	39
Figura 16 – Temperatura no termômetro digital x Leitura ADC, onde mostra o comportamento do sensor (Autoria própria).	40
Figura 17 – Temperatura medida no SOFIA de 63.49°C e no termômetro digital de 65.7°C (Autoria própria).	41
Figura 18 – Propagação de queima das 5 hastes do eletrodo vistas pelo eixo xz após a simulação para o ângulo de 90° e temperatura das hastes em 80°C (Autoria própria).	46
Figura 19 – Eletrodo queimando superficialmente o fígado para mostrar a influência do RF no tecido e provar que todas as 5 hastes estão em total funcionamento (Autoria própria).	47
Figura 20 – Amostra de fígado depois dos testes. É possível ver a propagação de calor no tubo maior afetando o processo de queima (Autoria própria).	47
Figura 21 – Valor ADC x Tempo. Mostra a existência de uma interferência bastante significativa durante os testes, afetando a captura do sinal do sensor (Autoria própria).	48
Figura 22 – Adaptação realizada no eletrodo guarda-chuva de 5 hastes para tirar o contato do sensor de temperatura no tubo que corre a radiofrequência (Autoria própria).	49
Figura 23 – Filtro butterworth de terceira ordem do tipo passa baixa, onde apresenta a topologia <i>Cauer</i> que usa somente elementos passivos em sua construção (Autoria própria).	49
Figura 24 – Diagrama de bode do comportamento do filtro. A frequência de corte é localizada em -3db (Autoria própria).	50
Figura 25 – Temperatura x Tempo. Comportamento do sensor de temperatura durante a ablação por radiofrequência. Nota-se que antes de acontecer o <i>roll-off</i> a temperatura começa a aumentar de forma mais rápida, lembrando a curva característica de um NTC, uma exponencial (Autoria própria).	51
Figura 26 – Amostra da peça de fígado queimada depois de sofrer a carbonização celular. A temperatura final do tecido na parte que houve a queima ficou em torno de 63°C (Autoria própria).	51

Lista de tabelas

Tabela 1 – Complicações causadas em pacientes pela RFA (Adaptado pelo autor)	24
Tabela 2 – Propriedades termofísicas e biológicas do fígado e da liga de níquel-titânio (Autoria própria).	29
Tabela 3 – Materiais usados na confecção do eletrodo (Autoria própria).	34
Tabela 4 – Classificação Child - Turcotte - Pugh	58
Tabela 5 – <i>Performance Status Test</i> - PST	58
Tabela 6 – Classificação Okuda	58

Lista de abreviaturas e siglas

ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
ADC	Conversor Analógico Digital
BCLC	Barcelona Clinic Liver Cancer
CHC	Carcinoma Hepatoceular
DHNGA	Doença Hepática Gordurosa Não Alcoólica
ECOG	Eastern Cooperative Oncology Group
FC	Frequência de corte
LaB	Laboratório de Engenharia Biomédica
Lei	Laboratório de Engenharia e inovação
MEF	Método dos Elementos Finitos
NiTi	Níquel e Titânio
NTC	Negative Temperature Coefficient
PLA	Acido Polilático
RF	Radiofrequência
RFA	Ablação por radiofrequência
SOFIA	Software of Intensive Ablation
TACE	Transcatheter arterial chemoembolization
TC	Tomografia Computadorizada
USG	Ultrassonografia
VHB	Vírus hepatite B
VHC	Vírus hepatite C

Lista de símbolos

cm	Centímetro
k	Condutividade Térmica
db	Decibéis
Hz	Hertz
Z	Impedância
Ω	Letra Grega Omega
μ	Letra Grega Mi
ρ	Letra Grega Rô
mm	Milímetros
R	Resistência
T	Temperatura
V	Tensão
Vol	Volume

Sumário

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	18
2	OBJETIVO	19
2.1	OBJETIVO GERAL	19
2.2	OBJETIVO ESPECÍFICO	19
3	ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA	20
3.1	ESTUDO DE CASO	20
3.2	COMPLICAÇÕES DO USO DA RFA	23
3.3	CIRURGIAS DE SUBSTITUIÇÃO	25
4	MATERIAIS E MÉTODOS	28
4.1	METODOLOGIA	28
4.2	SIMULAÇÃO DE QUEIMA DAS HASTES	29
4.3	MODELAGEM	31
4.4	MATERIAIS	34
4.5	PROCESSO DE FABRICAÇÃO	34
4.5.1	Posicionamento do sensor de temperatura	37
4.6	ANÁLISE DO SENSOR DE TEMPERATURA	38
4.6.1	Calibração	38
4.7	PROJETO SOFIA	41
4.8	TESTES EXPERIMENTAIS	42
4.8.1	Protocolo de uso	42
5	RESULTADOS	45
5.1	ELETRODO GUARDA-CHUVA	45
5.2	SIMULAÇÃO	45
5.3	TESTES EXPERIMENTAIS	46
5.4	TESTE EXPERIMENTAL x SIMULAÇÃO	51
5.5	CALIBRAÇÃO DO SENSOR	52
6	CONCLUSÃO	53
6.1	TRABALHOS FUTUROS	53
	REFERÊNCIAS	55

ANEXOS	57
ANEXO A – CRITÉRIOS DO BCLC	58

1 INTRODUÇÃO

O Carcinoma Hepatocelular (CHC) é uma das neoplasias mais comuns no mundo, é um tipo de câncer primário originado no fígado que ataca mais os homens do que as mulheres numa proporção de 3,4:1 (GOMES et al., 2013). É a sexta neoplasia mais prevalente e a terceira causa mais frequente de morte relacionada a câncer (PARKIN, 2006).

Anualmente, o CHC é diagnosticado em mais de meio milhão de pessoas em todo o mundo, os últimos dados estimados revelam 748,300 novos casos e 695,900 mortos consequentes desta doença, só na Europa, foram diagnosticados 6,200 novos casos no ano de 2008 (GOMES et al., 2013). Já o Brasil, apesar de ser considerado um país de baixa incidência de CHC, não possui muitos estudos avaliando a real situação desta neoplasia, mas é possível ver sua evolução ao longo do tempo. No ano de 1997 foi realizado um estudo onde mostra dados de diversos centros do país, no qual cerca de 70% dos casos ocorreram em fígados cirróticos, sendo 40 % dos CHC relacionados ao VHB, 26 % relacionados ao VHC e 37 % relacionados ao abuso de álcool. Já no ano de 2010 através de um inquérito epidemiológico houve uma mudança de panorama, sendo o VHC presente em 54% dos casos seguida de VHB 16% e álcool 14%. Além do fato de que tumores do tipo cirrótico chegou a ser registrado em 98% dos casos (LIONÇO, 2013) (LOPES, 2015)

Como já citado, a maioria dos pacientes que possuem CHC são cirróticos, seja por hepatite B (VHB) e por hepatite C (VHC) e doença hepática induzida pelo álcool, contudo existem também aqueles que desenvolveram a doença possuindo fígados não-cirróticos como: Doença Hepática Gordurosa Não Alcoólica (DHNGA) e hemocromatose hereditária (HH) (MOREIRA, 2016). Apesar dos grandes avanços em diagnósticos e de tratamento do CHC, conseguir diagnosticar na fase inicial é muito difícil, levando o paciente a óbito em pouco tempo devido ao tamanho do tumor. Entretanto quando um paciente apresenta CHC pequeno (até 3 cm), a possibilidade de cura torna-se possível, logo os principais métodos de tratamento são: transplante, ressecção cirúrgica e ablação (injeção percutânea de álcool e radiofrequência).

O transplante é o método que apresenta o melhor resultado, contudo sua inviabilidade pode-se dar pela limitação da disponibilidade de enxertos (são chamados de enxertos alogênicos os órgãos transplantados entre indivíduos de mesma espécie com DNA diferente) e pelo critério de Milão, que permite a realização de transplante apenas em pacientes com nódulo de até 5 cm ou até 3 nódulos de 3 centímetros cada e sem evidência de invasão vascular (LOPES, 2015). Nesse cenário a ressecção cirúrgica surge como a melhor opção, especialmente em pacientes com tumores solitários ou fora do critério do transplante e

com função hepática preservada.

A ressecção cirúrgica possui como vantagem a possibilidade de aplicação imediata sem lista de espera e sem limite de tamanho. Contudo possui algumas desvantagens bem complicadas especialmente em pacientes cirróticos. Nesse tipo de operação o fígado geralmente não suporta o tratamento, levando a insuficiência hepática pós-operatória irreversível, além de haver um grande potencial de desenvolvimento de novas lesões neoplasias. Seu uso também não é aconselhado em tumores de difícil acesso cirúrgico. (LOPES, 2015).

Sendo assim, a ablação por radiofrequência tem se apresentado como uma modalidade de tratamento minimamente invasiva, segura e eficaz para tumores hepatocelulares. O método baseia-se na introdução percutânea de uma fina agulha pelo médico, posicionando sua extremidade no interior do tumor. Este posicionamento da agulha é “guiado” por TC (Tomografia Computadorizada) e/ou USG (Ultrassonografia). A ablação pode ser realizada através da radiofrequência - mais comum no Brasil -, micro-ondas, crioblação, injeção de álcool e por *laser*, porém para cirurgias hepatocelulares, as mais utilizadas são: injeção de álcool e radiofrequência (KIKUCHI, 2015).

Analisando esses dois últimos processos ablativos, a ablação por radiofrequência (RFA) é uma boa alternativa porque apresenta como vantagem menor número de sessões e menor taxa de recidiva tumoral, onde resulta em maior tempo livre da doença. Seu funcionamento consiste por um gerador de RFA que produz calor através de corrente alternada na ponta de um eletrodo. A passagem de corrente alternada pelos tecidos cria uma fricção a nível molecular. O aumento da temperatura intracelular gera calor localizado. Em temperaturas a partir de 55-60° C, proteínas celulares rapidamente se desnaturam e coagulam, resultando em lesão celular. A área onde o tumor estava localizado sofre necrose, e com o tempo transforma-se em uma lesão cística.

Em relação ao formato dos eletrodos, existem diversos tipos diferentes como bola, pinça, alça e faca reta. Contudo, estes formatos não são usados em ablações por radiofrequência, eles são chamados de eletrodos bisturi e seu uso está mais vinculado a coagulação e corte (JR, 2004). Já os eletrodos destinados a realizar a ablação, os mais conhecidos são do formato guarda-chuva, árvore de natal e agulha. Onde somente o guarda-chuva e árvore de natal são expansíveis (abertura das hastes).

Logo a escolha do tipo de eletrodo é um fator importante para o procedimento ablativo, neste trabalho foi escolhido o eletrodo no formato de guarda-chuva para ser construído e testado. Esta decisão se justifica pela possibilidade de expandir suas hastes, podendo tratar a lesão em diferentes dimensões e pela sua facilidade de penetração no tecido, podendo atacar mais de um tumor por vez contanto que esteja em regiões vizinhas, evitando assim furos desnecessários para uma possível recidiva tumoral e também por ser mais fácil de montar em relação ao eletrodo árvore de natal. Porém, é necessário manter um certo cuidado com esse tipo de eletrodo porque o mal dimensionamento da abertura

das hastes podem provocar hemorragia no órgão.

Este tipo de pesquisa só foi possível graças a Universidade de Brasília em parceria com o Ministério da Saúde que estão realizando Pesquisa e Inovação em Saúde que visa produzir um equipamento de RFA para tratamento do CHC com tecnologia totalmente nacional. A construção do eletrodo bem como os testes alcançados foram realizados dentro dos laboratórios LaB e Lei localizados na Universidade de Brasília.

Deste trabalho esperasse mostrar as etapas de construção de cada núcleo supracitado e o tipo de material escolhido, em sequência a integração de cada parte via *software*, além de mostrar simulações de temperatura e provar que a inserção do sensor de temperatura dentro do eletrodo irá facilitar o trabalho do médico durante a cirurgia.

Outrossim, preocupação fundante deste trabalho é contribuir para o processo de desenvolvimento e aperfeiçoamento das Políticas Públicas em Saúde.

1.1 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho é composto por 6 capítulos, sendo os 3 primeiros denominados por introdução, objetivos e Ablação por radiofrequência respectivamente. O capítulo da introdução apresenta o primeiro entendimento sobre o tema proposto, mostrando a tecnologia trabalhada e a estrutura do documento. O segundo capítulo, que são os objetivos, apresenta o objetivo geral que é o que se espera com o término deste trabalho e os objetivos específicos que são as etapas a serem concluídas para conseguir atingir o objetivo geral. Já o terceiro capítulo apresenta a fundamentação teórica (chamada de ablação por radiofrequência) onde estará a tecnologia estudada de forma mais detalhada bem como as tecnologias semelhantes que cumprem com o mesmo propósito.

O próximo passo do trabalho é a parte experimental e as simulações desenvolvidas ao longo do processo de pesquisa. Esta parte é composto pelo capítulo 4 chamado de materiais e métodos. Neste capítulo terá as simulações sobre o eletrodo bem como a modelagem e os gráficos envolvendo o comportamento da temperatura no tecido e toda a parte experimental realizada para a obtenção de dados significativos envolvendo o eletrodo e o sensor de temperatura.

No capítulo 5, que são os resultados, haverá uma análise do que foi obtido experimentalmente e do que se esperava obter, ou seja, uma comparação entre a parte teórica com a experimental, logo terá uma discussão sobre o trabalho.

No último capítulo, o sexto, é onde se conclui o trabalho, aqui há uma relação entre os objetivos e o que foi obtido.

2 OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho é a construção e desenvolvimento do eletrodo tipo guarda-chuva com sensor de temperatura embutido. Este eletrodo será usado no projeto SOFIA e para mostrar a viabilidade da sua construção, serão realizados testes *in vitro* em fígados com o intuito de obter dados que comprovam o desenvolvimento desta pesquisa.

2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

O objetivo específico é o que se espera obter com o término desta pesquisa em questão para conseguir cumprir com o objetivo geral. Os objetivos específicos são:

- Modelagem do eletrodo no *SolidWorks*.
- Simulação do processo de queima no *COMSOL MULTIPHYSICS*.
- Desenvolvimento do eletrodo guarda-chuva, mostrando o passo a passo de sua construção e os materiais usados.
- Extração de dados experimentais do sensor de temperatura para avaliar a viabilidade do seu uso embutido no eletrodo.

3 ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA

3.1 ESTUDO DE CASO

A ablação por radiofrequência é usada como um tratamento de agressão para tumores primários e secundários no fígado. O termo primário é usado nos tumores originados no fígado, como o hepatocarcinoma ou carcinoma hepatocelular - CHC. Já o secundário é originado em outras partes do corpo e acaba atingindo o fígado através de metástases.

Este tratamento basicamente se consiste em um gerador, placa acoplada no corpo do paciente (placa de neutro) e eletrodo. Este modelo é chamado de circuito elétrico fechado.

O uso desse modelo retratado na Figura 1 deve ser auxiliado por um aparelho de tomografia computadorizada (TC) ou ultrassom (USG) para a localização da área do tumor e do correto posicionamento do eletrodo. Após a localização do tumor, é definida uma marca sobre a pele. Esta marca define o local por onde o eletrodo será introduzido. Entretanto, definir a marcar exata no corpo do paciente é bastante complicado devido a mudança de posição do fígado por causa da respiração, essa variação gira em torno de três a cinco centímetros da posição inicial. Logo a experiência do cirurgião é realmente importante neste tipo de cirurgia. (RAMBO, 2008).

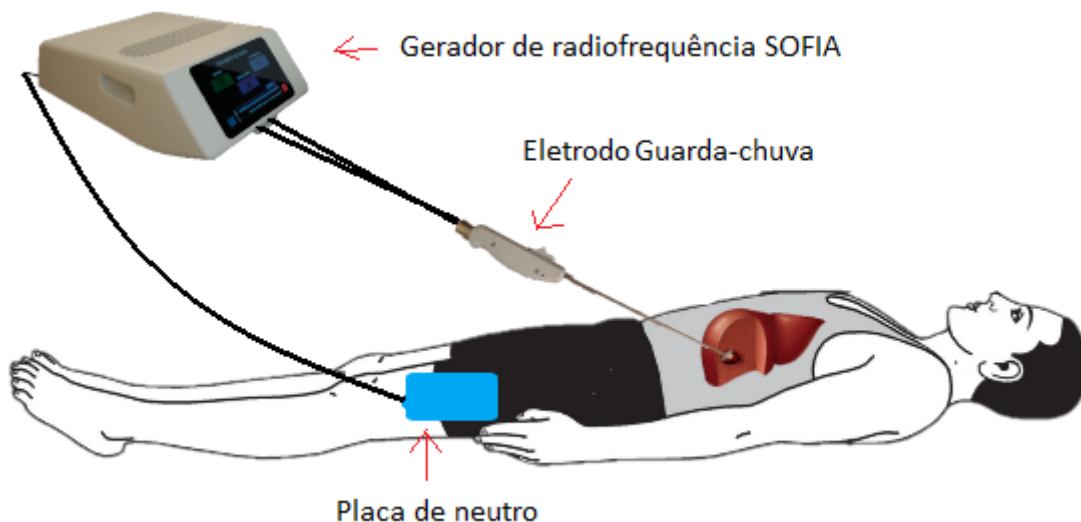


Figura 1 – Circuito elétrico fechado para ablação por radiofrequência, envolvendo o gerador SOFIA e o eletrodo guarda-chuva produzido neste trabalho (Autoria própria)

Depois de inserir o eletrodo dentro do corpo do paciente, o mesmo é submetido a

uma nova TC ou USG para verificar se está no local exato do tumor. A aplicação da RFA só acontece depois que o equipamento usado para gerar imagem é retirado do corpo, com o intuito de evitar interferência de corrente durante a ablação.



Figura 2 – Eletrodo inserido dentro do corpo humano para a realização da ablação por radiofrequência. Os cabos representam a conexão entre o gerador e o eletrodo para a passagem de corrente e também mostra a pele do paciente marcada para a inserção do eletrodo (RAMBO, 2008)

O aquecimento por radiofrequência acontece devido ao fato de que o fígado ao ser percorrido por corrente elétrica, funciona como uma espécie de condutor, facilitando a transformação de energia elétrica em térmica, esse fenômeno é conhecido como efeito joule. No caso da ablação por radiofrequência a corrente elétrica opera na faixa de 450-500 kHz que é suficientemente alta (>20 kHz) para causar aquecimento por fricção molecular sem estimular reação neuromuscular e eletrólise e, suficientemente baixa (<20 MHz) para confinar a transmissão energética nos tecidos sem produzir radiação excessiva (NI et al., 2005). Nas proximidades do eletrodo, o aquecimento é maior e conforme o tecido começa a aquecer, a propagação de calor dar-se-á por condução para os tecidos vizinhos. Por isso, a temperatura nas regiões mais distantes da superfície do eletrodo cresce mais lentamente do que no centro.

A resposta dos tecidos hepáticos para o aquecimento térmico depende de alguns fatores como, propriedades da matéria hepática, duração da ablação e o modo de ablação (temperatura, impedância ou potência controlada), localização do tumor e a geometria do eletrodo de ablação. Esses aspectos quando mal dimensionados podem levar à destruição incompleta das células do tumor (JIANG et al., 2007).

De acordo com *Ribeiro Jr et al*, a temperatura mínima para provocar dano térmico usando a RFA no tecido começa a partir de 55° graus, nesta temperatura o dano começa a ser irreversível. Logo é muito importante durante o tratamento ablativo manter a temperatura na faixa de queima entre 55° a 100° graus para tornar o procedimento mais efetivo.

Esse procedimento costuma durar entre um período de 4 a 6 minutos no alvo da ablação. Contudo a condução térmica pode acontecer de ser lenta, da superfície do eletrodo para o tecido, assim o período da aplicação pode chegar a demorar até 30 minutos (*JR et al., 2007*). Conforme este aquecimento começa a ocorrer nas proximidades do eletrodo, a zona de ablação cresce e é observado o crescimento gradual da impedância. Entretanto, existe um momento, durante o procedimento, em que ocorre o aumento súbito dessa impedância, no qual correlacionam a necrose da célula ao aumento súbito da impedância no tecido. Os pesquisadores chamam este evento de *roll-off* e associam a sua ocorrência a altas temperaturas e ao estado de carbonização celular (*MARQUES, 2017*).

A impedância, como foi mencionado anteriormente, é um fator muito importante que determina a queima do tecido cancerígeno. Ao aplicar uma corrente elétrica contínua em um conglomerado de células será induzido nelas um campo elétrico. Este campo provocará a polarização das cargas distribuídas naquele meio. Conforme ocorra o aquecimento das células a impedância do tecido tumoral varia devido a variação das suas propriedades elétricas de condução e permissividade elétrica (*MARQUES, 2017*). Além do tecido tumoral atuante, o eletrodo ainda entra em contato com o tecido saudável durante a ablação, isso faz com que contenha duas impedâncias em série. Para medir essa impedância é preciso apenas do eletrodo e do material de medição adequado. Onde acaba virando um grande circuito formado por impedâncias.



Figura 3 – Circuito proposto sobre as impedâncias atuantes durante um processo ablativo (Adaptado pelo autor)

Da Figura 3 podemos gerar uma fórmula com as variáveis inseridas.

$$Z_{total} = (Z_s + Z_t) // Z_e = \frac{(Z_s + Z_t)Z_e}{Z_s + Z_t + Z_e} \quad (3.1)$$

onde Z_s é a impedância do tecido saudável, Z_t a impedância do tecido tumoral e Z_e é a impedância do eletrodo atuante durante a ablação. Vale ressaltar que em Z_e a impedância atuante é a das hastes feitas com material de NiTi, ou seja, 5 hastes de NiTi para compor a impedância Z_e . Sobre as extremidades do circuito, em cima entra o gerador de radiofrequência SOFIA e na de baixo a placa de neutro para aterrar o circuito. Dessa forma podemos obter uma versão simplificada da impedância total.

Todo este processo de ablação por radiofrequência relatado até agora é conhecido como percutânea, porque tem a presença de um eletrodo onde o mesmo é inserido através da pele, contudo ainda existe mais duas formas para realizar a ablação, que são: a laparoscopia (são introduzidas câmeras e o laparoscópio na região abdominal do paciente, que auxiliarão o médico a localizar o nódulo e a queimá-lo) e a laparotomia (nesse procedimento, o abdômen deve ser aberto para que o tratamento possa ser realizado) (JR et al., 2007). Em relação a esses tratamentos a percutânea se sobressai no quesito de ser a menos invasiva, com menos complicações cujo o paciente recebe alta no mesmo dia.

3.2 COMPLICAÇÕES DO USO DA RFA

Para falar dos riscos e problemas que podem acontecer com o uso da RFA, é de suma importância explicar baseando-se em dados reais sobre pessoas que passaram pela cirurgia. De acordo com *Ribeiro Jr et al*, houve uma experiência com 113 casos de tumores hepáticos envolvendo tumores primários e secundários por laparotomia e percutânea. Desses 113 casos somente 20 estão dentro do que este trabalho busca, que é o tumor primário por RFA do tipo percutânea. Nesses 20 casos, 9 deles apresentaram recidiva tumoral (45%), sendo mais comum em tumores maiores de 3 cm (JR et al., 2007).

Ribeiro Jr et al ainda cita mais 2 trabalhos feitos por outros autores. Em um destes trabalhos os autores relataram que 64% dos casos tratados por terapia percutânea de RFA tiveram recorrência do tumor hepático após o tratamento. Tais falhas foram detectadas tanto localmente, no sítio primário de ablação, quanto regionalmente no fígado. No segundo trabalho os autores relataram índice de recidiva loco-regional (recidiva no mesmo lugar) de 53%, em série de 110 pacientes com CHC tratados por RFA. Portanto, é possível desprender destes fatos que o tratamento por RFA na maioria das vezes não é definitivo em uma primeira sessão. O tamanho do tumor tem sido apontado como fator preditivo de recorrência após a RFA. Pacientes com tumores maiores que 4 cm apresentam índice de recidiva de 60%, sendo que o índice aumenta com o tamanho do tumor, chegando a 100% de recorrência em tumores maiores que 6 cm.

Ao falar sobre as complicações que o uso de RFA pode causar, podemos citar novamente o que *Ribeiro Jr et al* validou. Ele observa que as taxas de complicações causadas por RFA são baixas (entre 0% a 12%). Essas complicações encontradas foram

obtidas depois de uma pesquisa onde 2 320 pacientes com 3 554 lesões participaram. De todos os envolvidos foram relatados apenas seis mortes (0,3%).

- Duas causadas por falência de múltiplos órgãos seguidas de perfuração intestinal;
- Um caso de choque séptico devido à peritonite causada por *Staphylococcus aureus*;
- Um por hemorragia massiva devido a ruptura de tumor;
- Um por falência hepática devida a estenose de ducto biliar direito
- Um caso de morte súbita por causa desconhecida, ocorrida três dias depois do procedimento.

Outras complicações foram descritas por *Mulier et al.* depois de uma análise de informações de 3 670 pacientes coletados de 82 artigos publicados. Deste total 2898 foram percutânea e podem ser vistos na Tabela 1.

Tabela 1 – Complicações causadas em pacientes pela RFA (Adaptado pelo autor)

Complicações	Percutânea (n = 2898)	%
Sangramento Intra-peritoneal	22	0.8
Hematoma intra-hepático	4	0.1
Hematoma hepático subcapsular	18	0.6
Sangramento ou hematoma da parede abdominal	2	0.1
Infecção abdominal	31	1.1
Trato biliar comprometido	16	0.6
Insuficiência hepática	11	0.4
Complicações pulmonares	17	0.6
Pele queimada devido a placa de neutro	18	0.6
Dano vascular hepático	13	0.4
Dano visceral	14	0.5
Complicações cardíacas	8	0.3
Mioglobinemia e mioglobinúria	3	0.1
Semeadura do tumor hepático	8	0.3
Complicações hormonais	3	0.1
Variados	6	0.2
Não especificado	14	0.5
Total	208	7.2
Mortes	14	0.5

Desta tabela é confirmado que as taxas de complicações são realmente baixas, mas não deixa de ser um fator preocupante. Por isso é muito importante estabelecer critérios para evitar o máximo possível complicações ou problemas depois de uma operação de sucesso. Como por exemplo uma rotina de exames por imagem de mês a mês ou a cada 3 meses, com o intuito de avaliar a possibilidade de reincidência de tumor no mesmo local ou em regiões diferentes.

3.3 CIRURGIAS DE SUBSTITUIÇÃO

Existem outros tratamentos que substituem a ablação por radiofrequência e dependendo da situação são mais recomendados. Para saber que tipo cirurgia é mais adequada para cada caso de tumor é usado o sistema de estadiamento, onde auxilia a prever prognósticos e determinar qual o melhor tratamento a ser usado. O sistema de estadiamento mais usado é o de *Barcelona Clinic Liver Cancer* (BCLC) por que possui o maior poder preditivo para as taxas de sobrevivência (FREITAS, 2013).

A predição do prognóstico de acordo com o BCLC é definida pela situação do tumor em relação ao seu estadiamento tumoral (invasão portal, metástase, morfologia e classificação histológica de Okuda), função hepática (Child-Pugh's) e *Performance Status Test* (PST) que dita a condição geral do paciente.

É possível ver a seguir a classificação feita para cada tipo de cirurgia.

- Estádio 0: CHC muito precoce, com tumor $< 2\text{cm}$ de diâmetro, sem invasão vascular com paciente em bom estado e função hepática preservada (Child-Pugh A), são pacientes candidatos a ressecção hepática.
- Estádio A: CHC precoce, com tumores individuais ou até 3 nódulos $\leq 3\text{ cm}$, PST 0 e Child-Pugh A ou B são candidatos a ressecção, transplante hepático, injeção percutânea de álcool e radiofrequência.
- Estádio B: Pacientes com CHC intermediário, PST 0, sem sintomas relacionados ao tumor, sem metástases e sem padrão invasivo, é indicado a quimioembolização transarterial (TACE).
- Estádio C: Pacientes com CHC avançado, PST 1-2, invasão vascular e/ou metástases precisam da quimioterapia com Sorafenibe.
- Estádio D: São os pacientes em estágio terminal, com PST 3-4, Child-Pugh C e tumor extenso. Nesta classificação, o máximo que se pode fazer é fornecer suporte ao paciente para receber o melhor cuidado possível, pois sua morte é iminente.

Esta avaliação permitiu classificar o paciente em cinco estádios diferentes, dos quais foi criado um algoritmo terapêutico para o CHC. A Figura 4 mostra esse algoritmo.

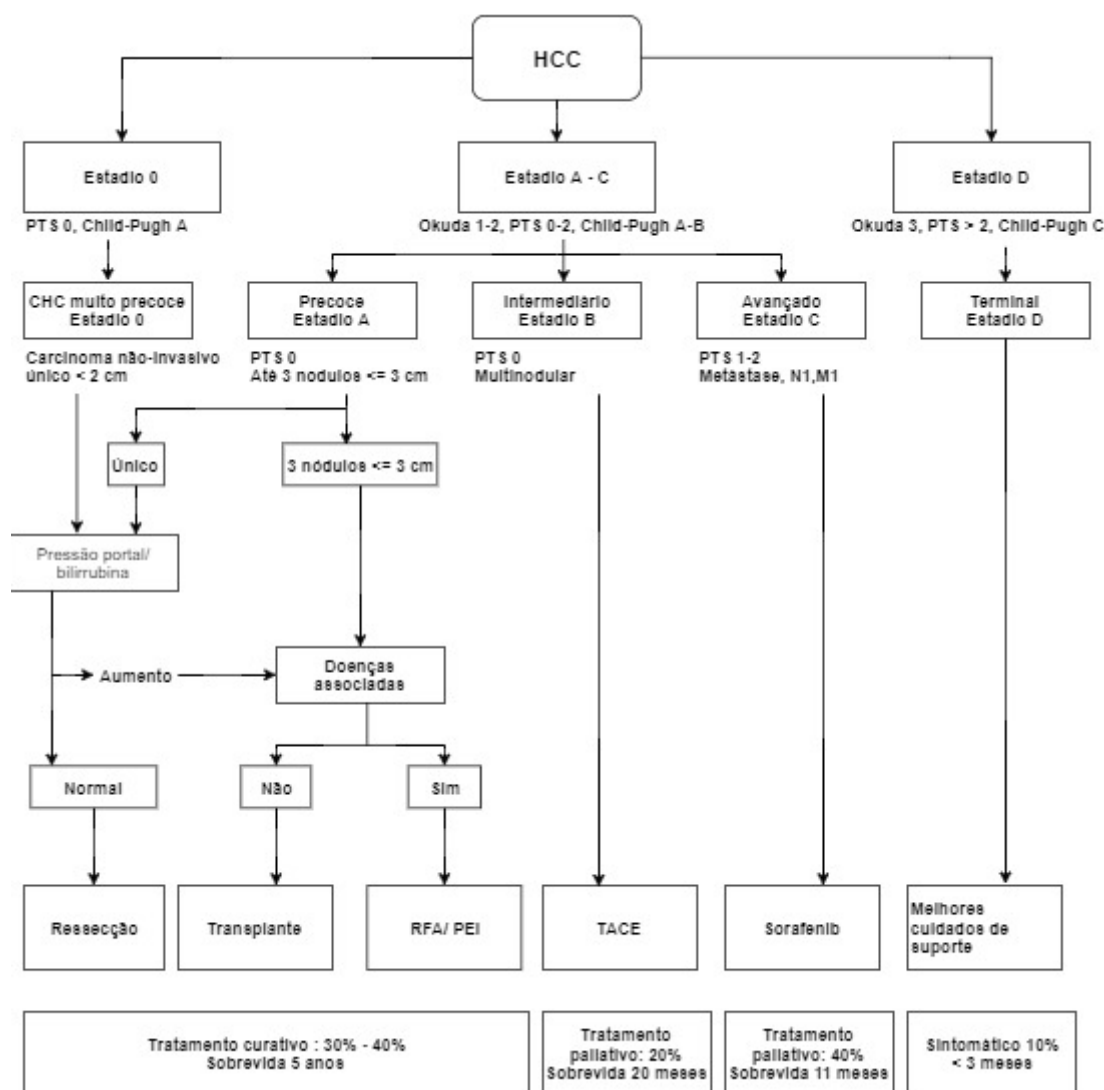


Figura 4 – Mapeamento das cirurgias mais utilizadas contra o CHC segundo o BCLC (Adaptado pelo autor)

Analisando a Figura 4 é possível ver que as terapias consideradas curativas são as ressecções, transplante, radiação por radiofrequência e injeção por álcool, contudo estima-se que apenas de 10% a 30% daqueles com diagnóstico de CHC são selecionados para o tratamento curativo (LIONÇO, 2013). Grande parte dos pacientes são diagnosticados nos estádios intermediários e avançados na classificação do BCLC, para os quais são reservados os tratamentos paliativos, em que se destacam TACE, quimioterapia com sorafenibe e os cuidados de suporte.

Existe também a possibilidade de haver combinações entre os tipos de terapias, as combinações são usadas para dar uma eficácia maior no tratamento dos tumores, como por exemplo no tratamento de RFA que tem sido combinado com TACE e injeção por álcool (PEI) (MARQUES, 2017).

Apesar de ser bastante utilizado o sistema BCLC ainda está longe da perfeição,

ele não pode ser aplicado a todos os pacientes e deve ser sempre revisado.

As tabelas explicando sobre o funcionamento dos critérios Child-Pughs, PST e classificação de Okuda podem ser vista no anexo A.

4 MATERIAIS E METODOS

4.1 METODOLOGIA

A pesquisa a ser realizada neste trabalho tem caráter descritivo porque contém todas as etapas para a confecção do eletrodo além de conter a simulação do produto final realizada no *software SolidWorks*. Este *software* é do tipo CAD (*computer-aided design*) onde baseia-se em modelagem paramétrica - cria formas tridimensionais a partir de formas geométricas parametrizadas.

A execução da modelagem no *SolidWorks* foi dividida em 3 etapas. A primeira é a concepção das peças (*parts*) em ficheiros separados (*handle*, cânula); a segunda é a montagem (*assembly*) das mesmas em um novo ficheiro; e a terceira é a criação das vistas (*drawing*) das peças e da montagem.

Para realizar o embasamento teórico do eletrodo, foi levantado uma pesquisa bibliográfica desenvolvida a partir de materiais publicados em livros, artigos, dissertações e teses. A pesquisa prática ocorre no acompanhamento do Projeto SOFIA¹ dentro do Laboratório de engenharia biomédica (LaB – Darcy/UnB – Asa Norte/DF) e no Laboratório de engenharia e inovação (Lei - FGA/UnB - Gama/DF).

Para representar o funcionamento do eletrodo, foram feitas simulações das hastes durante o processo ablativo no período de queima, envolvendo parâmetros de impedância e temperatura. Foi levantado também gráficos que mostram as curvas características dos parâmetros citados, cujo o comportamento está entrelaçado com as propriedades dos materiais usados.

Já para a confecção do eletrodo guarda-chuva foi dividido em 3 núcleos principais: *handle*, cânula e sensor. O *handle* é a parte onde o cirurgião tem contato com o eletrodo e servirá para o manuseio e controle durante a cirurgia. A cânula é onde se encontra o fio do sensor de temperatura e as hastes do eletrodo, nesta pesquisa pensou-se em usar 2 tubos para compor a cânula, um tubo dentro do outro. Dentro do tubo interno estará o sensor de temperatura isolado, na parte exterior deste mesmo tubo estará as hastes soldadas. Já o tubo maior servirá de isolamento com o tecido humano, onde haverá uma ponta chanfrada para furar o tecido. E por último, o sensor que irá medir a temperatura dentro do fígado, ele será importante para mensurar a temperatura em tempo real durante a cirurgia, fornecendo maior controle durante a queima.

¹ Projeto de Pesquisa e Desenvolvimento de um protótipo final da solução de ablação para tratamento de câncer de fígado nacional que gere inovação na área para que este seja comercializável, parceria entre MS e UnB

4.2 SIMULAÇÃO DE QUEIMA DAS HASTES

A simulação do eletrodo tem como objetivo mostrar a propagação da queima das hastes no fígado para diferentes variações de angulação.

Como a queima está diretamente ligado as hastes não foi preciso colocar todo o eletrodo dentro do ambiente de simulação. Apenas as 5 hastes que compõem o eletrodo. O *software* usado foi o *COMSOL MULTIPHYSICS* da versão 5.3.

Além das hastes, também foi colocado uma esfera uniforme de 20mm de comprimento para simular o fígado. Esta esfera engloba todas as 5 hastes.

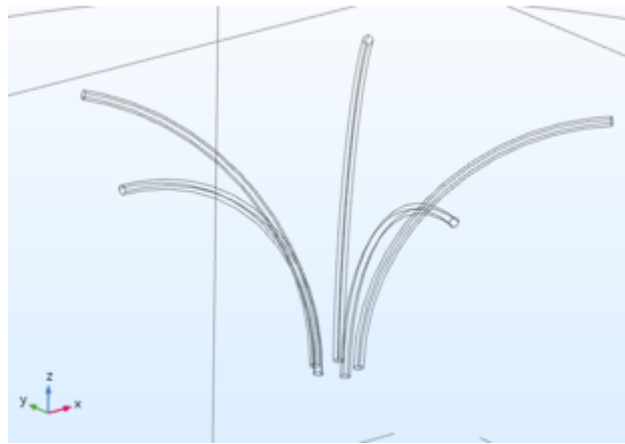


Figura 5 – As 5 hastes do eletrodo guarda-chuva com abertura de 90° dentro do ambiente COMSOL durante a simulação (Autoria própria).

A Tabela 2 mostra as propriedades do fígado e do NiTi usadas para a simulação. Essas informações foram fornecidas pelo próprio *software*.

Tabela 2 – Propriedades termofísicas e biológicas do fígado e da liga de níquel-titânio (Autoria própria).

Símbolo	Unidade	Material	Valor
ρ	Kg/m^3	Ni-Ti	6450
		Fígado	1079
c_p	$J/(Kg.K)$	Ni-Ti	837
		Fígado	3540
k	$W/(m.K)$	Ni-Ti	18
		Fígado	0.52

onde ρ significa a densidade do tecido, c_p a capacidade calorífica à pressão constante e k a condutividade térmica.

O COMSOL MULTIPHYSICS realiza as simulações pelo método dos elementos finitos baseada na equação de biotransferência de calor mais utilizada, proposta por Pennes.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla q = \omega \rho_b c_b (T_b - T) + Q_m + Q_e \quad (4.1)$$

onde as constantes ρ , c e q são respectivamente a densidade de massa, o calor específico e o fluxo de calor do tecido por condução. Q_e é a fonte de calor externa ou interna, Q_m é o calor do metabolismo e a expressão $\omega \rho_b c_b (T_b - T)$ é conhecida como a fonte de calor por perfusão sanguínea. A variável q pode ser ainda convertida para $q = -k \nabla T$, onde k é a condutividade térmica multiplicada pelo gradiente da temperatura.

Nesta simulação em específico não foi usado a variável Q_m e nem a expressão $\omega \rho_b c_b (T_b - T)$ porque o intuito foi de mostrar apenas o comportamento do eletrodo durante a queima.

Durante a simulação a temperatura inicial das hastes é igual a temperatura final, ela se manteve constante durante todo o processo. Logo foi feito várias simulações, onde cada uma com um valor de temperatura diferente para mostrar a quantidade de volume queimado. Temperatura mínima = 50°C, Temperatura máxima = 100°C.

Em relação a abertura das hastes, foram escolhidas diferentes angulações para cada temperatura das hastes. A Figura 6 mostra a curva obtida depois das simulações de todas as combinações possíveis envolvendo angulação e temperatura.

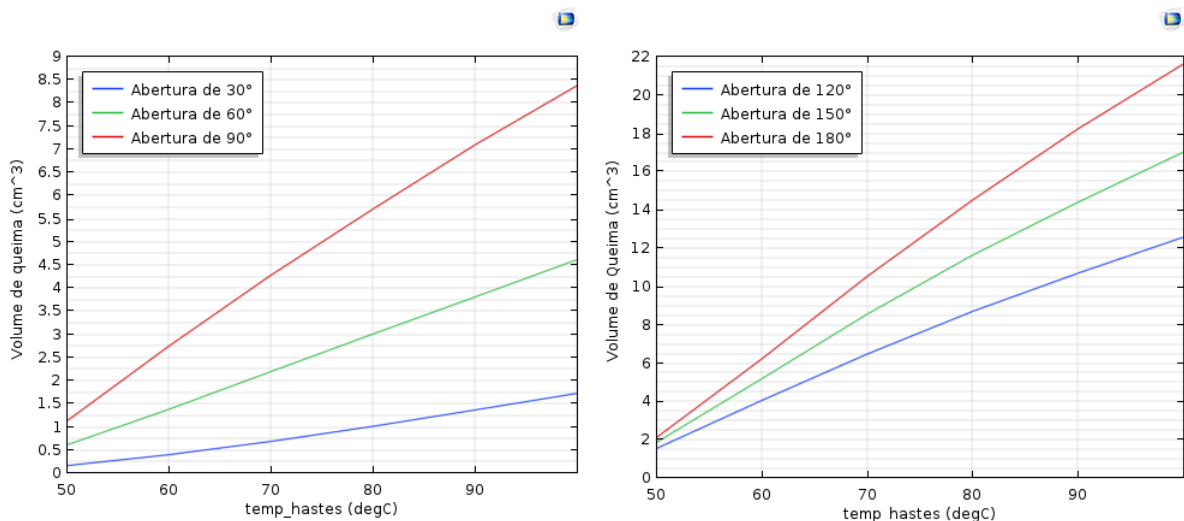


Figura 6 – Volume de queima x Temperatura das hastes, mostra uma compilação das simulações realizadas, envolvendo temperatura e angulação (Autoria própria).

Desta Figura 6 podemos ver a faixa de temperatura escolhida (50-100°C) e as angulações usadas para gerar o volume de queima (mínimo 30°, máximo 180°). Existe uma relação entre a queima efetiva com o grau de abertura. Onde será explicado nos resultados.

4.3 MODELAGEM

A modelagem deu-se início no *software SolidWorks*, onde foram especificados todos os parâmetros de largura e comprimento dos componentes para depois serem comprados ou impressos por uma impressora 3D.

Dos 3 núcleos citados anteriormente, somente o *handle* foi feito na impressora 3D, por causa da compatibilidade dos materiais (disponibilidade x necessário) e das dimensões obtidas na modelagem. Para determinar esses parâmetros foi levado em consideração que o tamanho médio de uma mão seja em torno de 15-17 centímetros. Além disso, o formato do *handle* foi desenvolvido com base na expectativa de manuseio com uma única mão. As Figuras 7 e 8 mostram o *handle* sob diferentes aspectos.

A Figura 7 mostra claramente como será o design do *handle* em sua versão final. A ideia para esse design foi baseada no formato de uma faca, objetivando o conforto e praticidade do usuário na hora de segurar o objeto. A Figura 8 mostra as vistas do eletrodo na visão lateral e superior, aproveitando também para mostrar como é o interior do eletrodo e seus parâmetros de medidas em tamanho real. A Figura 9 facilita a entender como é esse interior.

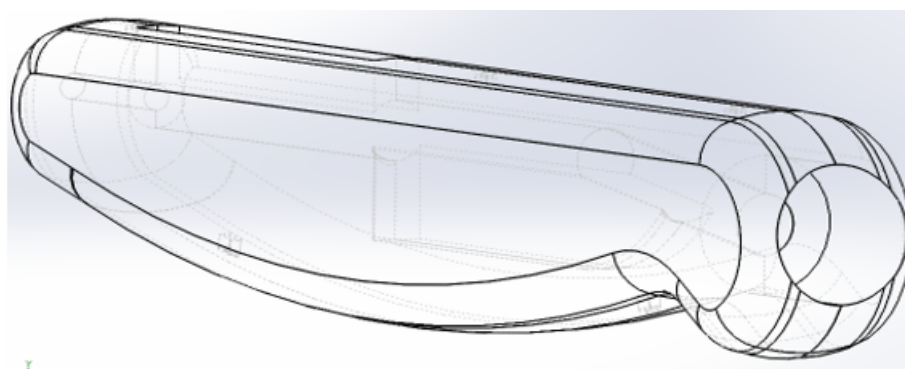


Figura 7 – Protótipo do esqueleto do formato do handle realizado no *software SolidWorks* (Autoria própria).

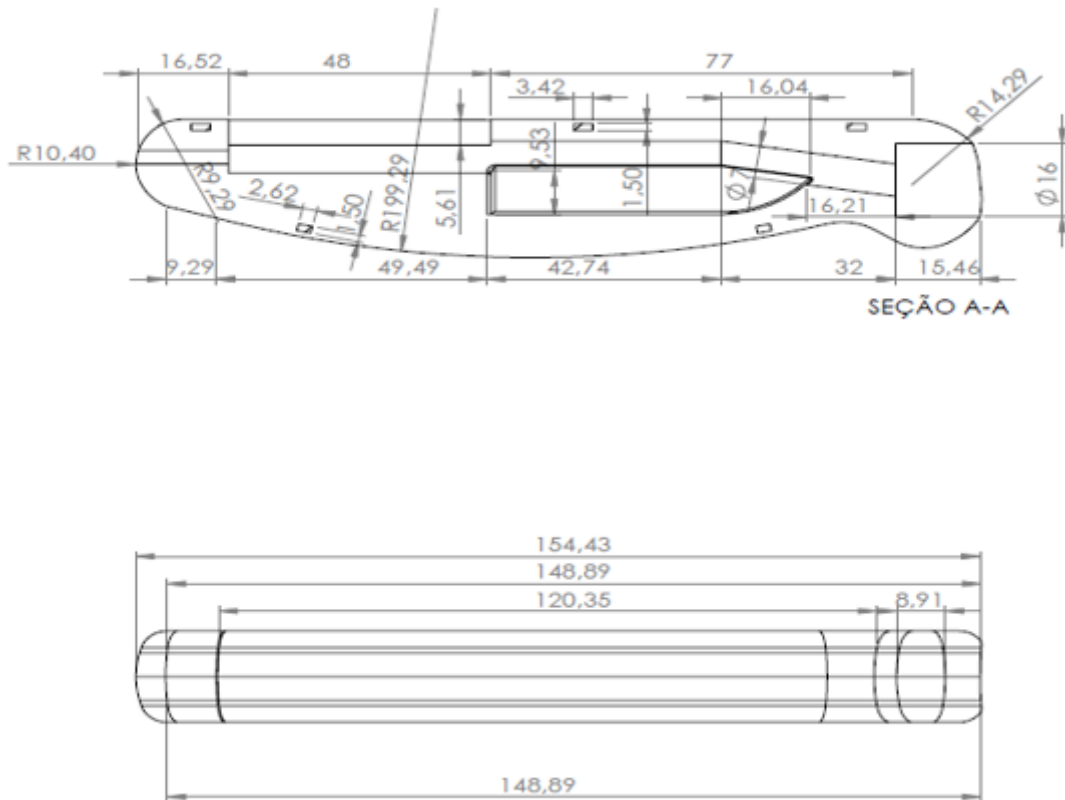


Figura 8 – Visão lateral e superior do handle com os respectivos parâmetros em tamanho real para ser impresso na impressora 3D de filamento localizado no campus Darcy Ribeiro (Autoria própria).

Em relação a Figura 9 podemos ver como o *handle* foi modelado e seu espaçamento interno. O quadrado azul é onde estará a conexão entre o eletrodo e o gerador de radiofrequência SOFIA, ou seja, é neste ponto onde o eletrodo receberá a corrente necessária para a necrose da célula cancerígena. As setas em verde simbolizam o espaçamento deixado para a locomoção dos fios, com a finalidade de não quebrar os fios com o deslizamento do *slider*. O quadrado em vermelho é onde estará o *slider*, ele ditará o controle da abertura das hastes na ponta do eletrodo. O quadrado preto é onde acontece a ligação entre a cânula e o *handle*, e por último o círculo amarelo, que mostra as travas que prenderão a outra parte espelhada do *handle*.

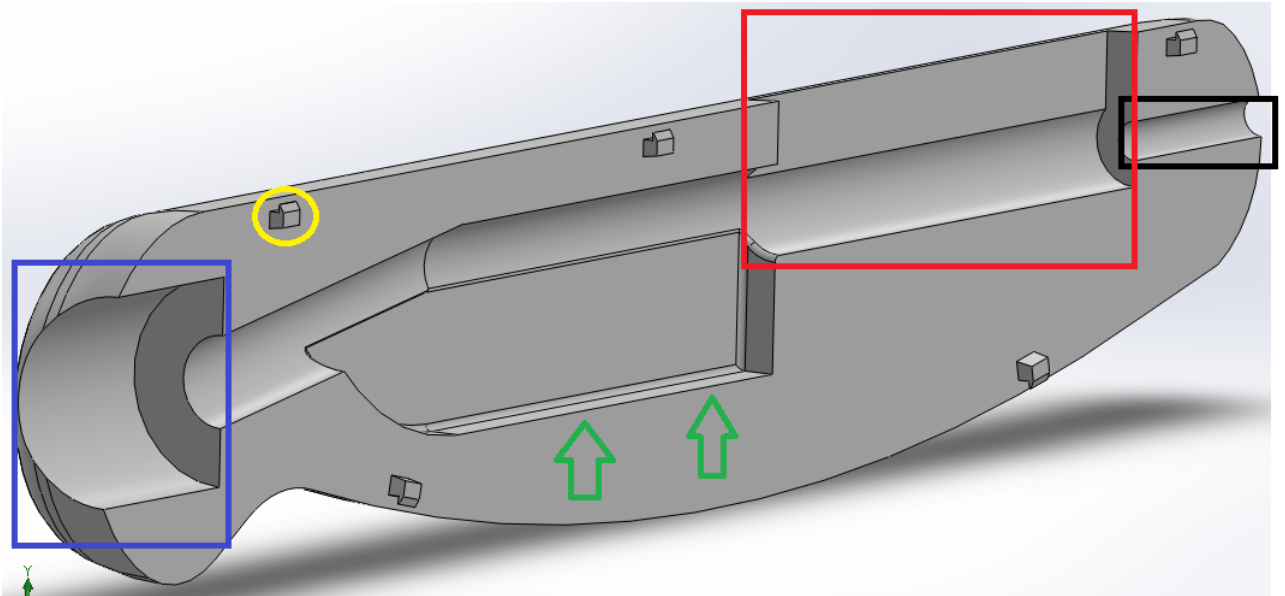


Figura 9 – Visão lateral do *handle* aberto, mostrando todo seu compartimento interno. Onde cada parte evidenciada na figura possui uma função específica (Autoria própria).

A Figura 10 mostra o eletrodo quase em seu estágio final ², faltando apenas o sensor de temperatura embutido.

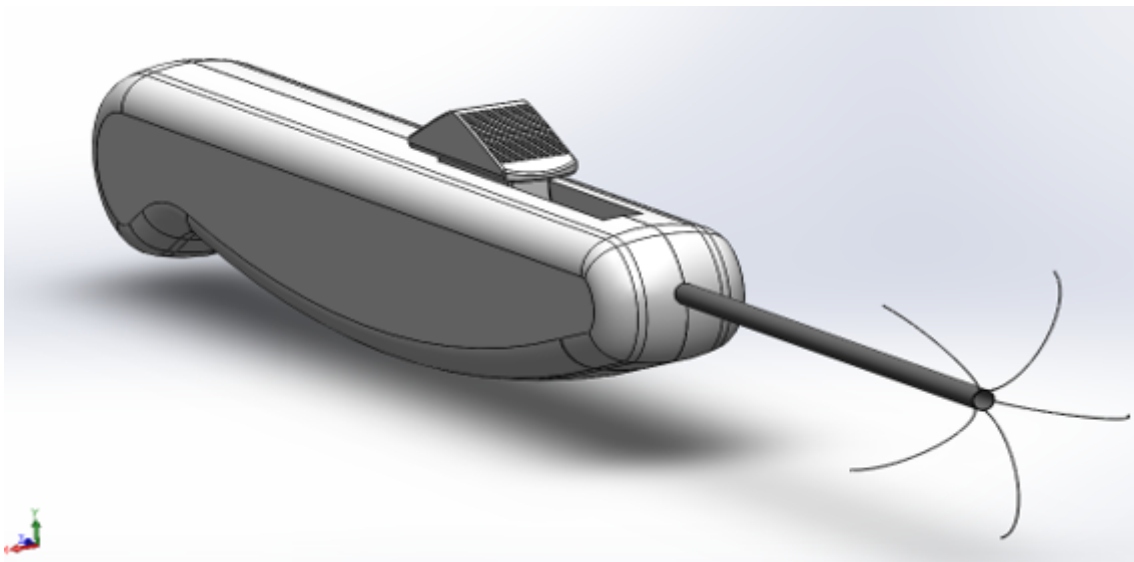


Figura 10 – Eletrodo completo com todas as suas estruturas encaixadas (Autoria própria).

A parte da cânula será composta por 2 tubos, o tubo mais interno fará o trabalho de isolamento do sensor de temperatura e terá as hastes soldadas na ponta, já o outro tubo terá a ponta chanfrada para perfuração no tecido.

² Falta o sensor de temperatura, porém não foi possível representá-lo dentro do ambiente do *SolidWorks*.

4.4 MATERIAIS

Os materiais escolhidos para a confecção do eletrodo se basearam na facilidade de obtenção e da capacidade de suprimir os requisitos que se espera do projeto.

Para a fabricação do *handle*, foi escolhido o material ABS para ser impresso em uma impressora 3D. A escolha desse material foi motivada pela acessibilidade, rigidez e leveza.

Já para a cânula foram usados dois tipos de materiais, onde podem ser vistos na Tabela 3. A princípio o ideal era que os dois tubos fossem de nitinol (Níquel-Titânio). Porém não havia a disponibilidade desse material para os dois tamanhos de tubo definidos, apenas o mais interno é de nitinol com tamanho de 1.2 mm de diâmetro e o maior de 4 mm é de aço inox.

Tabela 3 – Materiais usados na confecção do eletrodo (Autoria própria).

Componente	Material
Handle	ABS (Acrilonitrila butadieno estireno)
Cânula	Aço inox e Níquel-Titânio
Haste	Níquel-Titânio
Sensor de temperatura	Termistor

A escolha do sensor de temperatura foi baseada na sua precisão, tamanho e facilidade de manuseio. Logo o sensor escolhido foi o NXFT15WF104FA2B100. Ele é do tipo NTC desenvolvido pela *Murata Eletronics* com resistência de 100k Ω , temperatura variando de -40°C a 125°C e diâmetro de 1.2 mm.

4.5 PROCESSO DE FABRICAÇÃO

O processo de fabricação do eletrodo deu-se início desde a modelagem do *handle* realizada no *SolidWorks*. Depois de modelado ele foi impresso em uma impressora 3D de filamento localizado na Universidade de Brasília, dentro do Laboratório de Instrumentação e Software. As primeiras versões do *handle* foram usadas para testes e foram imprimidas com o material PLA (ácido polilático), contudo o material não se mostrou resistente o suficiente e apresentou algumas falhas de impressão. Por esse motivo optou-se pelo uso do ABS que apesar de ser mais caro, a qualidade foi muito superior e atendeu as expectativas.

Em paralelo com a construção do *handle*, foi realizado a construção das hastes do eletrodo guarda-chuva, o material adotado foi o de níquel- titânio (NiTi), também conhecido como nitinol. Essa liga de NiTi foi motivada pela sua biocompatibilidade com o corpo humano e pelo seu efeito memória de forma, o que significa que pode ser modelado da forma que se deseja sem comprometer sua eficácia. A facilidade de obtenção dessa liga depende do tamanho requisitado, como as hastes precisam ser bem pequenas, este material

foi comprado sem grandes dificuldades. Foi usado os fios de NiTi de arco ortodôntico, utilizados na aplicação de aparelhos bucais. Os tamanhos destes fios são de 0.45 mm de diâmetro.

Na Figura 11 é possível ver o antes e o depois do processo de memorização do fio de NiTi.



Figura 11 – Fio de arco ortodôntico (imagem à esquerda), molde para memorização feita de aço inox (imagem do meio) e fio memorizado depois de sofrer altas temperaturas (imagem à direita) (SOUZA, 2016).

O processo de memorização dos fios é realizado quando os mesmos são submetidos a altas temperaturas durante um intervalo de tempo. Os fios são colocados dentro dos moldes, chamados de gabaritos, de maneira que não sejam danificados. Depois disso são inseridos em um forno para serem submetidos a uma temperatura de 500°C durante um período de 30 minutos (MARQUES, 2017). Todavia, o forno usado para fazer este trabalho de memorização apresentava duas problemáticas: falta de controle da temperatura e a demora para atingir a temperatura requerida. Isso fez com que algumas hastes ficassem piores do que outras, mas nada que afetasse o resultado final.

É possível desprender da Figura 11 que o fio depois de ser submetido ao tratamento sofreu mudança de coloração, isso aconteceu devido a formação de óxido de titânio (TiO₂) obtido depois do tratamento térmico (HANSEN et al., 2015). A mudança de coloração variou a medida em que novos ensaios fossem realizados e isso foi ocasionado devidamente a variância de temperatura.

Com as hastes prontas, a etapa seguinte foi soldá-las no tubo interno. O TiO₂ formado nas hastes dificultava a soldagem nos tubos, sendo possível apenas com solda a laser ou com solda tig. Para isso foi preciso enviar os tubos e as hastes para São Paulo, onde uma empresa ficou encarregada de fazer a soldagem. Isso aconteceu porque em Brasília não é fácil encontrar empresas ou pessoas capazes de executar esse tipo de solda com esse tipo de material.

O eletrodo montado neste trabalho possui um total de 5 hastes espaçadas entre si. A escolha desta quantidade de hastes foi justificada em trabalhos anteriores realizados

dentro da Universidade de Brasília, onde seu objetivo é: solucionar as falhas na execução da soldagem do eletrodo de 6 hastes que acabaram causando a ruptura das hastes (MARQUES, 2017). Além disso, o intuito é também avaliar a resposta do eletrodo utilizando essa geometria em relação a carbonização do tecido e calcular o volume queimado.

A partir do momento em que as soldas e a impressão do *handle* ficaram prontas a etapa de conclusão do eletrodo deu-se início. O tubo maior de 4 mm de diâmetro foi pregado dentro do *handle* com cola e o tubo de 1.2 mm foi colocado com cuidado dentro do tubo maior, para que não fosse danificado as hastes soldadas. Dentro do tubo menor havia ainda o sensor de temperatura com seus fios entrelaçados, o entrelaçamento foi usado para diminuir o campo eletromagnético que poderia ser gerado com a incidência da radiofrequência. Para realizar o controle das hastes, o tubo de 1.2 mm foi inserido dentro do *slider* e fixado com cola.

Já na parte traseira do eletrodo foi usado o *plug canon Xlr* por causa da sua saída de 3 pinos, onde 2 deles seriam para o sensor de temperatura (1 pino ligado no terra e o outro como saída do divisor de tensão³) e 1 pino para a radiofrequência.

No interior do *plug* foram soldados fios que correspondem com o seu propósito de ligações exposto na Figura 12. Os fios usados foram de cobre esmaltados. Para o sensor foram escolhidos fios mais flexíveis e menores do que o da radiofrequência, mas isso aconteceu por causa da fragilidade das ligações e por um mal dimensionamento da estrutura do *handle*, que permitiu que os fios fossem comprimidos dependendo da posição do *slider*. Além disso usou-se um pedaço cortado do tubo menor para evitar que os fios ficassem amontoados e chegassem a quebrar, a Figura 13 mostra esse problema e a solução explicada. Em seguida foi usado esmalte para isolar os fios nos lugares onde foram aplicadas as soldas.



Figura 12 – *Plug canon Xlr*: conector que fornece a radiofrequência e a leitura do sensor ambos via cabo (Autoria própria).

³ O divisor de tensão será explicado no tópico de calibração do sensor

Já a Figura 13 mostra que foi preciso lixar o interior do *handle* para dar mais liberdade aos fios e também para caber o *plug canon Xlr*. Isso servirá de orientação para futuras impressões do *handle*, em relação ao dimensionamento interno. Depois disso, foi fechado com parafusos para permitir sua limpeza após os testes experimentais.

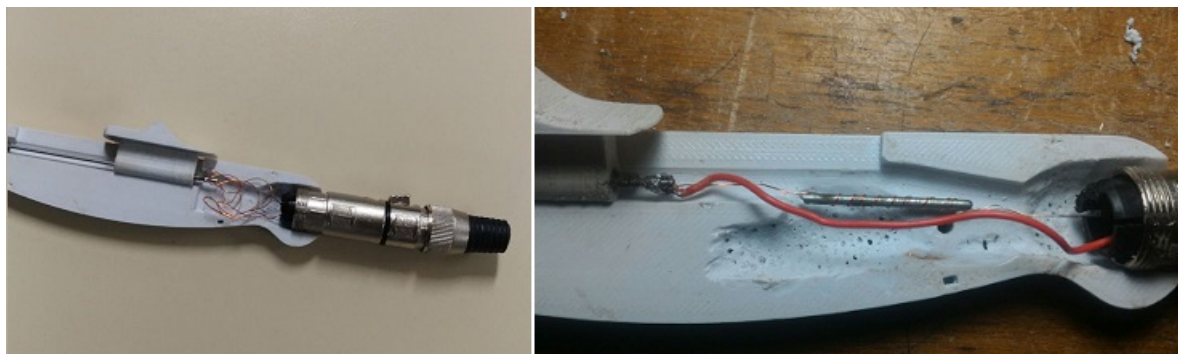


Figura 13 – Interior do handle com os fios amontoados (imagem à esquerda), Interior do handle depois de aplicada a solução para evitar que os fios se embarçassem e assim evitar algum curto (imagem à direita) (Autoria própria).

A Figura 14 mostra o controle de abertura das hastes a medida em que o *slider* é movimentado. Esta abertura é dada em ângulos e a abertura máxima é 180° .

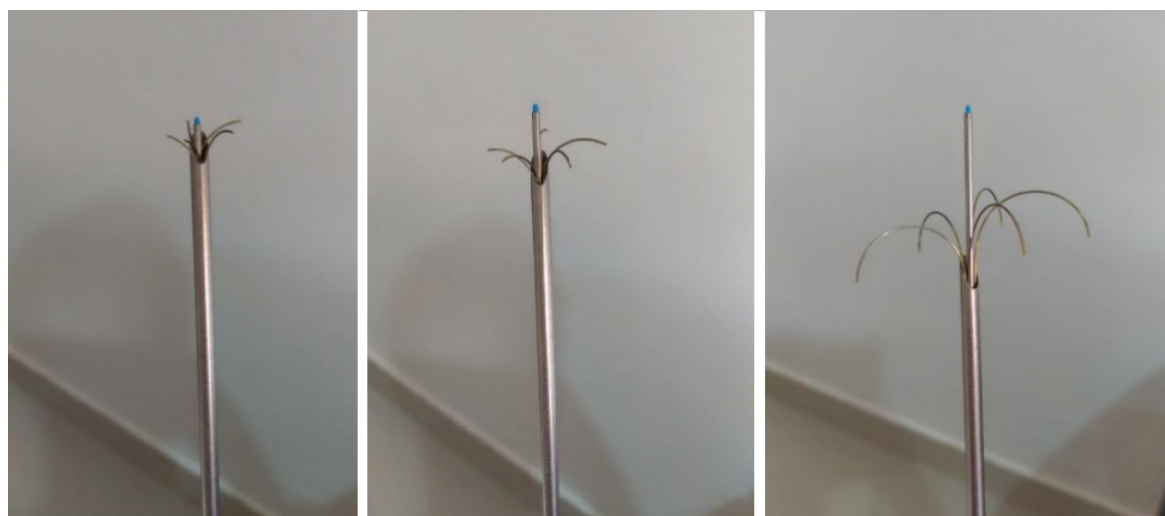


Figura 14 – 3 posições de abertura das hastes no eletrodo guarda-chuva. Na imagem mais à esquerda as hastes estão na abertura de $\pm 60^\circ$. Na imagem do meio o *slider* está no centro e a abertura está na metade, em torno de $\pm 90^\circ$. Na figura mais à direita o *slider* está no seu ponto máximo e as hastes também estão na abertura máxima de 180° (Autoria própria).

4.5.1 Posicionamento do sensor de temperatura

A posição do sensor de temperatura também foi levada em consideração no projeto. Com o intuito de evitar interferência da radiofrequência, gerada pelo campo eletromag-

nético e da temperatura das hastes durante a captação de sinal. O sensor de temperatura foi posicionado longe das hastes, de modo que captasse somente a leitura da temperatura no fígado.

Tendo esse posicionamento em mente, as hastes foram soldadas longe da extremidade do tubo. Para que até a menor abertura requerida do eletrodo já seja possível visualizar o sensor e ter o contato no tecido. Esse posicionamento pode ser visto na Figura 14.

4.6 ANÁLISE DO SENSOR DE TEMPERATURA

O sensor de temperatura escolhido é um termistor, o que significa que a resistência depende da temperatura do meio no qual se encontra.

$$R = R(T) \quad (4.2)$$

Além de ser um termistor, o sensor é do tipo NTC (*Negative Temperature Coefficient*) que se caracteriza por ter um coeficiente negativo, onde à medida em que a temperatura aumenta a resistência diminui.

4.6.1 Calibração

O processo de calibração realizado neste trabalho foi baseado na norma da ABNT NBR 14610 que tem como título: Indicador de temperatura com sensor – Calibração por comparação com instrumento padrão.

Para realizar a calibração do sensor de temperatura foi usado um termômetro digital da marca *Traceable*. A calibração aconteceu por meio de comparação entre o que era capturado pelo sensor e o que era lido pelo termômetro.

O primeiro passo é colocar o eletrodo com o sensor em banho maria, cuja a temperatura inicial é a do meio em que se encontra. Depois disso a água é esquentada e à medida que a temperatura aumenta 1°C, é anotado no *Excel* (em forma de tabela) o valor da leitura ADC correspondente e o valor da temperatura no termômetro. Cada valor do ADC encontrado é calculado a partir de uma média com 10 valores registrados do sensor, este método é uma forma de diminuir possíveis erros de pico que o sensor possa medir.

O termo ADC significa *Analog to Digital Converter*, ou seja, é o termo usado na conversão de informação analógica para o meio digital. O sensor de temperatura é um sensor analógico porque fornece dados dentro de uma faixa de atuação (-40°C até 125°C) ao longo do tempo. Contudo, para esse sensor ser lido por um computador, seu valor

de temperatura tem que ser convertido em um sinal discreto no tempo para depois ser quantizado e codificado em forma binária. Esse processo é justamente o que um ADC faz.

Para gerar os valores ADC é necessário adaptar os valores de temperatura registrados dentro de uma faixa de tensão. Assim é feito um divisor de tensão com um resistor fixo para pegar a variação de tensão exercida nele pela variante R_t (Resistência do NTC). O valor da resistência fixa é de $33k\Omega$ sendo a faixa de R_t indo até $100k\Omega$.

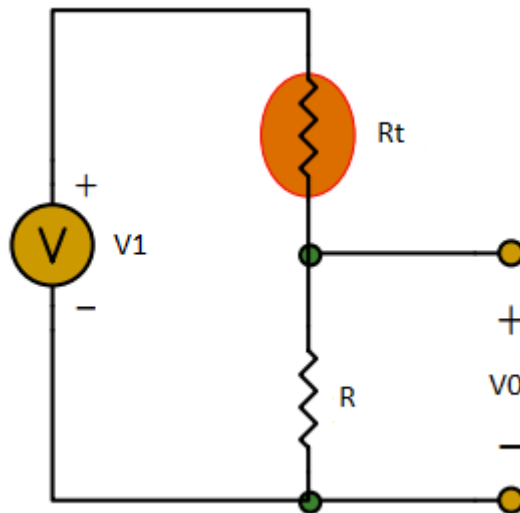


Figura 15 – Divisor de tensão montado para capturar os valores de V_0 de acordo com a variação de R_t (Autoria própria).

A figura 15 mostra exatamente como é feito a captura da tensão, a fonte V_1 é o próprio SOFIA que fornece uma alimentação DC de 5V e a partir da mudança que R_t sofrerá com a temperatura é o que influenciará nos valores de V_0 . A fórmula a seguir mostra a relação entre as variáveis.

$$V_0 = V_1 \frac{R}{R + R_t} = V_1 \frac{1}{1 + \frac{R_t}{R}} \quad (4.3)$$

Depois de 46 amostras de temperatura e dos valores do ADC correspondentes, a tabela do *Excel* é completada e exportada para o *MATLAB*. Para gerar um gráfico amostrando o comportamento do sensor.

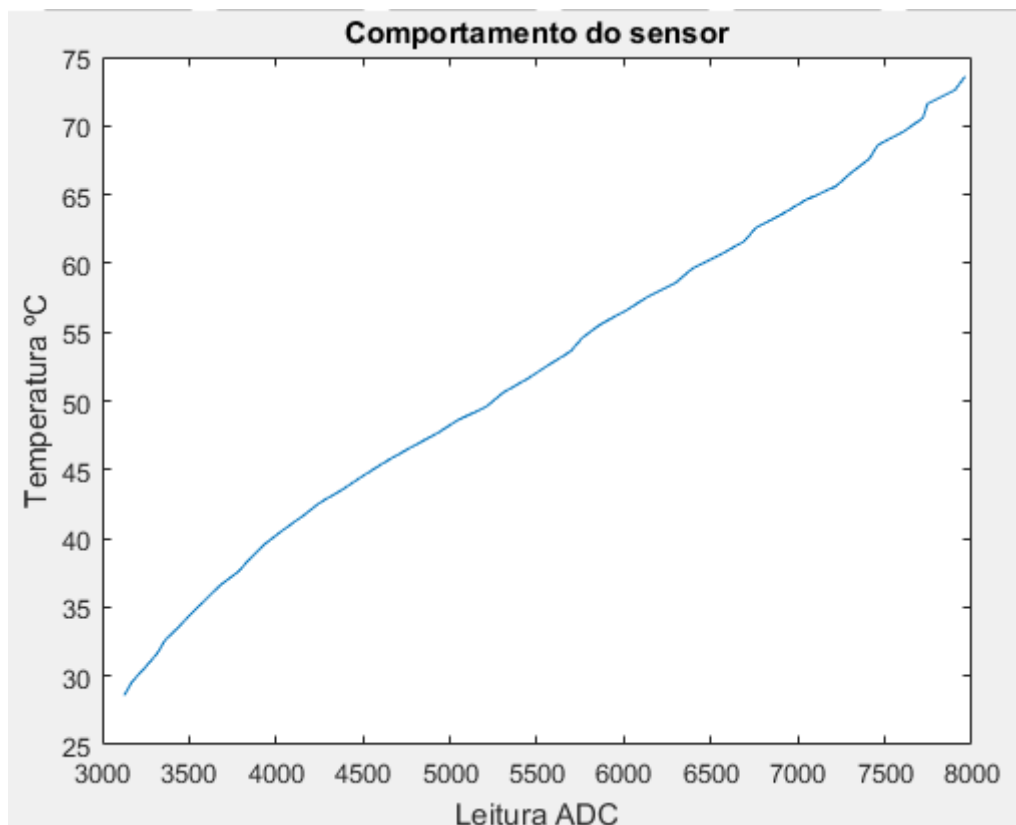


Figura 16 – Temperatura no termômetro digital x Leitura ADC, onde mostra o comportamento do sensor (Autoria própria).

Depois de plotar o gráfico, percebe-se que o mesmo tem um comportamento bem linear. Entretanto, é preciso avaliar a qualidade de ajuste do modelo, para verificar se realmente a curva gerada satisfaz os parâmetros x, y do gráfico. Para isso é calculado o *coeficiente de determinação* que é chamado também de R^2 , este coeficiente varia entre 0 e 1, indicando, em porcentagem, o quanto o modelo consegue explicar os valores observados. Quanto maior o valor de R^2 , mais explicativo é o modelo, melhor ele se ajusta à amostra. O valor de R^2 achado para a Figura 16 foi de 0,9951, ou seja, 99,51%.

A seguir, foi calculada a equação da reta da Figura 16 usando regressão linear, para que então possa ser colocada dentro do *software* SOFIA e atualizar a calibração do sensor. A equação achada é dada pela fórmula $y = 0,0086x + 4,5321$.

Na figura 17 é possível ver a similaridade entre o sensor digital e o valor lido no painel do SOFIA depois da calibração.



Figura 17 – Temperatura medida no SOFIA de 63.49°C e no termômetro digital de 65.7°C (Autoria própria).

Essas medições de temperatura indicam que existe a presença de erro. Para calculá-lo foi seguido a fórmula contida na norma NBR 14610, que é:

$$Erro = Temperaturaindicada - Temperaturapadrão \quad (4.4)$$

onde a *Temperaturaindicada* é a do sensor e a *Temperaturapadrão* é a do termômetro digital *Traceable*.

Durante toda a coleta das amostras, a maior variação do erro ficou por volta de ± 2.5 °C. Esse erro pode ser devido ao grau de incerteza do termômetro e do sensor na hora da calibração ou também por causa da regressão linear, indicando que não foi bem ajustada porque acumulou os erros aleatórios das medições. Contudo, esse erro não é grave porque é considerado pequeno e passível de ajuste, logo não significa problema durante a ablação.

4.7 PROJETO SOFIA

O projeto SOFIA é fruto de políticas públicas envolvendo a Universidade de Brasília e o Ministério da Saúde, onde tem como objetivo usar o produto no SUS (Sistema Único de Saúde) para atender a população brasileira.

A premissa do projeto é a construção de um gerador de radiofrequência e periféricos (Ex: eletrodo) com o objetivo de realizar a ablação no fígado.

O gerador é um equipamento capaz de fornecer uma corrente de alta frequência da ordem de 40-50W e 500 kHz, para atingir a necrose das células. Ele vem com opção de

interrupção automática quando acaba o tempo predefinido ou manual quando o médico decide terminar a ablação antes do prazo preestabelecido. É neste equipamento que serão feitos todos os testes experimentais do trabalho.

O SOFIA ainda possui uma placa de controle de potência onde é possível acompanhar o tempo, temperatura e impedância durante a ablação. Isso se dá por meio de uma tela que serve de interface com o *hardware*. Logo percebe-se que, além de fornecer a radiofrequência para o eletrodo queimar o tecido, o SOFIA ainda atua como um sistema de monitoramento dessas variáveis.

4.8 TESTES EXPERIMENTAIS

Para validar o funcionamento do eletrodo guarda-chuva desenvolvido neste trabalho, foi realizado testes experimentais em fígados bovinos. O objetivo deste teste é obter dados qualitativos sobre o volume de queima do tecido hepático, por isso foi observado os parâmetros de temperatura, potência aplicada e impedância.

O uso de fígados bovinos nos testes é justificado porque apresenta características e propriedades próximas ao órgão humano (POSSEBON, 2016), além de ser facilmente adquirido em mercearias e mercados.

O fígado foi adquirido algumas horas antes do experimento, com o intuito de evitar perdas de líquido antes da RFA.

4.8.1 Protocolo de uso

Para a realização dos testes experimentais foi seguido um protocolo que mostra o procedimento executado para a coleta de resultados. As etapas de protocolo seguidas para o fígado foram baseadas na dissertação de Marques, M. P.

- Fígado bovino

01. *Aquisição da peça de fígado*

Antes de começar os testes é necessário adquirir os materiais necessários para o experimento. Assim foi comprada uma peça inteira de fígado bovino, para preparar várias amostras. A temperatura ambiente foi a usada para a realização dos testes.

02. *Amostras*

Para preparar as amostras dos testes foram cortadas cada peça nas dimensões aproximadas de um cubo de 8cm x 8cm x 4-6cm, utilizando bisturi comum. O critério usado foi que as amostras tivessem dimensões maiores do que o eletrodo durante a ablação, para ser possível visualizar o tecido sadio e o tecido carbonizado. Observação: Em relação ao eixo z, sua definição de medida sofre algumas alterações dependendo da amos-

tra selecionada, porque a peça de fígado possui regiões com maior quantidade de massa do que outras. Variando de 4cm à 6cm.

03. Limpeza dos instrumentos

Antes de iniciar cada teste, foi feita a limpeza de todos os materiais usados, para evitar que os testes fossem contaminados por algum agente que influenciasse nos resultados. Para isso foi utilizado sabão neutro e álcool isopropílico para a limpeza. Em relação ao eletrodo, a cada teste realizado, o interior do mesmo ficava muito sujo e muito difícil de limpar. O ideal é que fosse descartado depois de cada uso. Porém para este trabalho ele foi reutilizado para evitar gastos maiores de recurso. Entretanto vale ressaltar que sua reutilização só pôde acontecer porque esses testes são *in vitro*, se fossem testes *in vivo* essa pratica não seria utilizada por causa dos riscos de infecção e transmissão de doenças.

04. Inserção do eletrodo

Depois de inserir o eletrodo na peça, as hastes foram abertas para perfurar o tecido. Já em relação a posição do eletrodo durante os testes, foi feito o furo na parte superior da peça e perfurado até mais ou menos na metade da amostra.

O eletrodo já conectado com o gerador SOFIA é colocado dentro da peça de fígado e é usado um suporte para segurar o eletrodo, enquanto ele queima, evitando assim a interferência humana de poder mudar a angulação da queima e gerar um volume adulterado na ablação.

05. Preparando o gerador

Depois de posicionado o eletrodo, vem a configuração do SOFIA, onde é escolhido a potência para começar a ablação, potência final e o tempo de duração.

06. Análise da amostra pós ablação

Depois de realizar a ablação, as hastes são recolhidas para dentro da cânula, para que assim seja possível retirar o eletrodo da amostra e verificar o volume de queima. O corte deve ser realizado em cima do furo inicial. O primeiro corte é longitudinal ao ponto de inserção do eletrodo. A peça de fígado é seccionada em duas partes, face 1 e face 2, até que toda a zona de ablação tenha sido exposta. São realizadas as medições dos maiores eixos em x e y com a régua. Só então é realizado o segundo corte, separando ao meio a região de ablação. Depois é realizado as medições de profundidade no eixo z.

07. Volume de ablação

Ao analisar a amostra, a zona de ablação encontrada é no formato de uma elipsóide, onde as medidas no eixo x,y,z correspondem respectivamente à a,b,c na fórmula de volume

$$Vol = \frac{4\pi abc}{3} \quad (4.5)$$

Contudo, essa fórmula é válida considerando que a,b,c sejam os raios de seu eixo correspondentes. Ao considerar A,B,C como diâmetro a fórmula pode ser mudada para:

$$Vol = \frac{\pi ABC}{6} \quad (4.6)$$

5 RESULTADOS

5.1 ELETRODO GUARDA-CHUVA

Durante a montagem do eletrodo, o *handle* precisou de vários ajustes para caber todos os componentes necessários para o seu funcionamento. Foi preciso lixar boa parte do mesmo com uma micro retifica, para alargar a parte interna do *handle*, a usada foi da marca SH Ferramentas. Na figura 13 é possível ver bem o resultado final depois do lixamento, tanto na parte interna quanto na extremidade para o encaixe do *plug*. Logo será preciso alterar os parâmetros de modelagem no *SolidWorks*, para facilitar o encaixe dos componentes em construções futuras.

A fragilidade dos fios e a dificuldade em colocá-los dentro do tubo interno prejudicou bastante o andamento do trabalho. O fato de posicionar o sensor de temperatura deslocado das hastes dificultou bastante o projeto porque o mesmo tubo não tinha tamanho suficiente. Assim depois de várias tentativas este problema foi resolvido quando novos eletrodos foram construídos com tubos maiores em comprimento e diâmetro, de maneira que as hastes soldadas ficassem longe da sua extremidade.

Além disso, o posicionamento das hastes em torno do tubo sofreu algumas mudanças depois de soldadas, ocasionando variações nas angulações durante a abertura. Esse problema deve ter acontecido durante a soldagem na empresa em São Paulo e também pelos moldes para a memorização das hastes, porque não eram todos iguais. Contudo, como o eletrodo é um protótipo em fase de testes, a diferença não é alarmante a ponto de invalidar a construção. O resultado foi satisfatório para os testes deste trabalho, havendo apenas pequenas alterações na área do volume queimado durante a ablação

5.2 SIMULAÇÃO

Em relação a Figura 6 temos que quanto maior for a abertura maior é o volume de queima. Porém ao analisar a relação da queima efetiva gerada pela ablação, que gira em torno do centro em comum das hastes e vai da base até altura em que as hastes começam a fazer a curva, em torno de ≈ 10 mm de acordo com a Figura 18, mostra que aberturas muito grandes perdem seu efeito sobre a densidade de queima (queima efetiva/abertura das hastes). Sendo seu aumento de volume proporcionado apenas por cada haste individual, não influenciando de fato na queima do tumor.

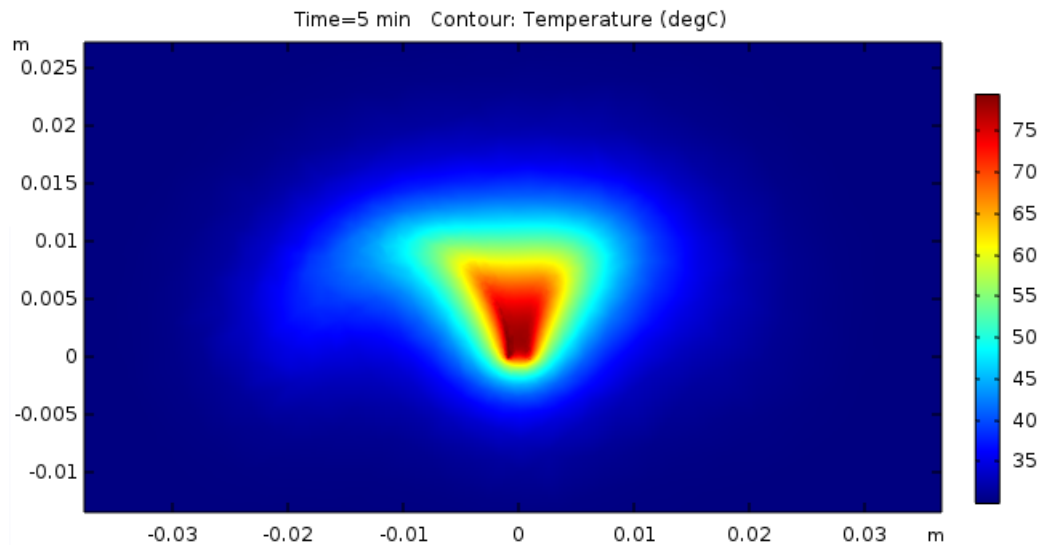


Figura 18 – Propagação de queima das 5 hastas do eletrodo vistas pelo eixo xz após a simulação para o ângulo de 90° e temperatura das hastas em 80°C (Autoria própria).

Logo a abertura máxima que melhor apresenta essa relação entre a queima efetiva e a curvatura é o ângulo de 90° . Como pode ser visto na figura 5. Porque além de já ter adquirido o ponto máximo, ele não está tão longe do centro. Observação: Essa curvatura de 90° é especificamente para fígados de porcos e humanos. Para fígados de rato por exemplo a abertura tem que ser $< 90^\circ$.

Outro ponto também negativo é que aberturas muito grandes causam rasgos maiores no tecido hepático, por isso aberturas menores diminuem o número de rompimento de vasos sanguíneos e evita hemorragias causadas pelo procedimento.

5.3 TESTES EXPERIMENTAIS

Para validar o eletrodo, O primeiro teste realizado foi o de verificar se todas as hastas estariam recebendo a RF. Assim foi selecionado um pedaço de fígado e em sua superfície houve o teste de queima. Esta parte pode ser vista na Figura 19. Onde mostra todas as hastas causando a mudança de coloração do tecido.



Figura 19 – Eletrodo queimando superficialmente o fígado para mostrar a influência do RF no tecido e provar que todas as 5 hastes estão em total funcionamento (Autoria própria).

O próximo teste foi o de verificar uma possível existência de interferência entre o RF e o sensor de temperatura. Neste teste foi selecionado algumas amostras de fígado seguindo o protocolo citado no tópico 4.8.1.

Durante os testes, a placa de monitoramento do SOFIA simplesmente parava de medir o valor de temperatura do sensor depois de um certo tempo, levando a crer na existência de interferência no sinal. Além disso, o calor fornecido pelas hastes era propagado também para o tubo maior, fazendo com que o eletrodo ficasse muito quente e influenciando nos testes realizados.

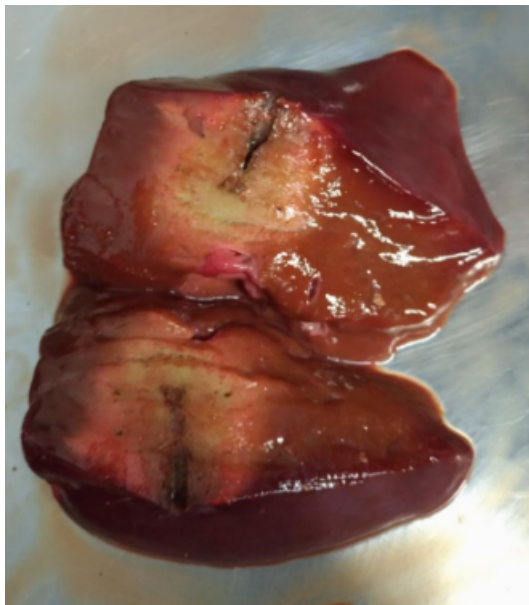


Figura 20 – Amostra de fígado depois dos testes. É possível ver a propagação de calor no tubo maior afetando o processo de queima (Autoria própria).

Para verificar realmente a existência de interferência, o sensor de temperatura foi

ligado separado do SOFIA desta vez. Onde um microcontrolador fazia a captura do valor ADC do sensor em tempo real e plotava em um gráfico o comportamento do mesmo. Desta maneira, foi realizado uma multiplexação que de tempos em tempos acionava a RF do SOFIA. O resultado pode ser visto na Figura 21.

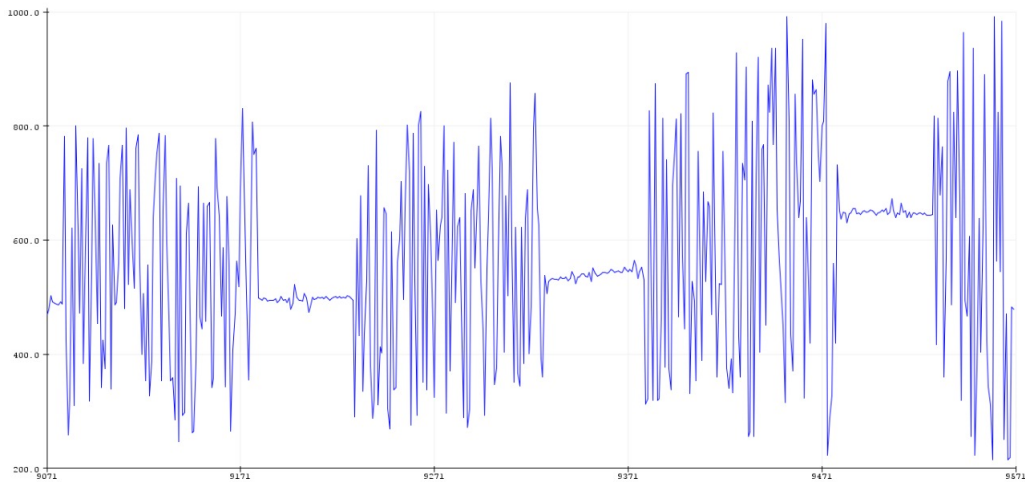


Figura 21 – Valor ADC x Tempo. Mostra a existência de uma interferência bastante significativa durante os testes, afetando a captura do sinal do sensor (Autoria própria).

Sobre a Figura 21, nas regiões do gráfico onde acontece uma leitura ADC bem acentuada significa que a RF está em funcionamento e interferindo na leitura do sensor. Em contrapartida nas partes onde a leitura é mínima significa que a RF está desligada e o sensor captura somente o sinal de temperatura.

Para evitar essa interferência foi realizado duas mudanças no eletrodo. A primeira mudança foi no intuito de tirar o contato do sensor com o tubo interno, afim de isolar completamente o sensor de temperatura. No entanto esse tipo de isolamento em um tubo de 1.2 mm de diâmetro é muito difícil. Assim para facilitar o trabalho de construção e obter os dados experimentais mais rapidamente, o sensor foi posicionado no lado externo do tubo maior. Onde o sensor ficou envolto por espaguete termorretráteis. O resultado pode ser visto na Figura 22, onde também evitou que a propagação de calor que o tubo externo sofre afetasse a queima no tecido.



Figura 22 – Adaptação realizada no eletrodo guarda-chuva de 5 hastes para tirar o contato do sensor de temperatura no tubo que corre a radiofrequência (Autoria própria).

Este tipo de adaptação é interessante também porque deixa o sensor em uma posição fixa durante todas as aberturas do eletrodo.

A segunda mudança necessária foi a inserção de um filtro pi no divisor de tensão do sensor. Esse filtro é do tipo butterworth de terceira ordem passa baixa, ou seja, ele vai cortar todas as frequências acima da frequência de corte (f_c) do filtro. O esquemático pode ser visto na Figura 23, nota-se que este circuito será integrado dentro do circuito proposto na Figura 15.

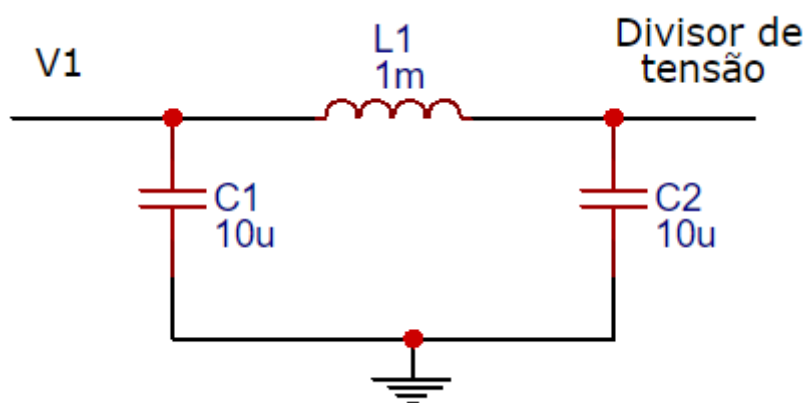


Figura 23 – Filtro butterworth de terceira ordem do tipo passa baixa, onde apresenta a topologia *Cauer* que usa somente elementos passivos em sua construção (Autoria própria).

O objetivo desse filtro é além de cortar altas frequências, é também diminuir o máximo possível as ondas remanescentes do sinal, para se comportar como um sinal

contínuo e assim diminuindo a interferência da RF.

Sua frequência de corte é dada pela fórmula:

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (5.1)$$

Assim ao substituir os valores de L e C fornecidos pela Figura 23, temos que $F_c = 1.59$ kHz. A Figura 24 mostra o comportamento do filtro em relação a sua magnitude e fase simulada no *Ltspice*. Onde a f_c ficou em torno de ≈ 2.5 kHz. O que mostra uma boa atenuação aos 500kHz colocados na entrada do filtro, além de ficar próximo com o que foi achado na teoria.

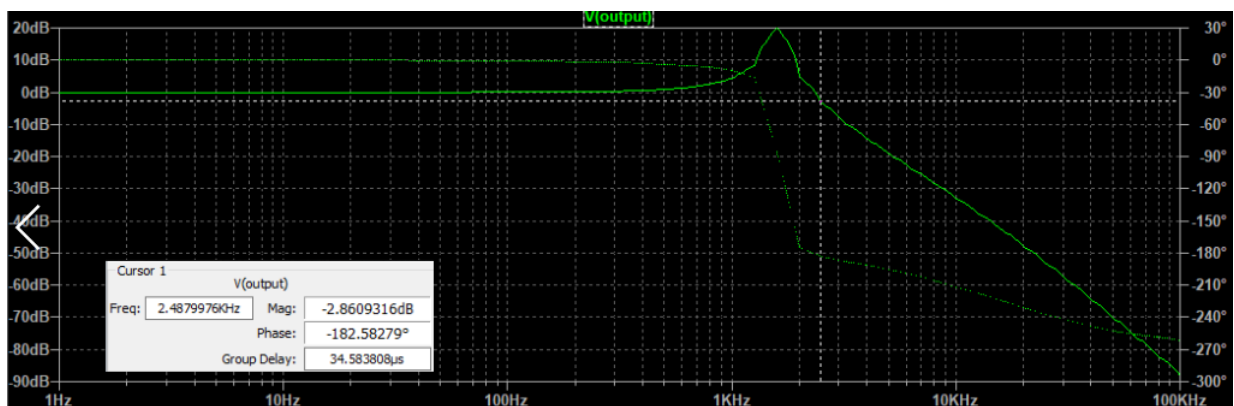


Figura 24 – Diagrama de bode do comportamento do filtro. A frequência de corte é localizada em -3db (Autoria própria).

As Figuras 25 e 26 a seguir mostram o comportamento do sensor de temperatura ao longo do procedimento de queima e a amostra de fígado queimado respectivamente. A Figura 25 mostra o aumento da temperatura ao longo do tempo até acontecer o *roll-off*, que é vinculado com a carbonização celular. Já a Figura 26 mostra o volume queimado no fígado depois de utilizar o eletrodo.

Na Figura 26 os valores obtidos para o eixo x,y,z foram de 2,9 cm , 2,5 cm e 2,8 cm respectivamente. Ao utilizar a fórmula da elipsoide para diâmetro é achado um volume de $10,63 \text{ cm}^3$. O que é relativamente próximo em relação a um tumor de tamanho de 3 cm de diâmetro (tamanho máximo permitido segundo o critério BCLC) que possui um volume de $14,14 \text{ cm}^3$ para ser queimado. Logo pode ser deduzido que se aumentasse a potência do gerador SOFIA durante o experimento da ablação, o volume de queima provavelmente seria maior, já que neste experimento usou-se apenas 30 W de potência.

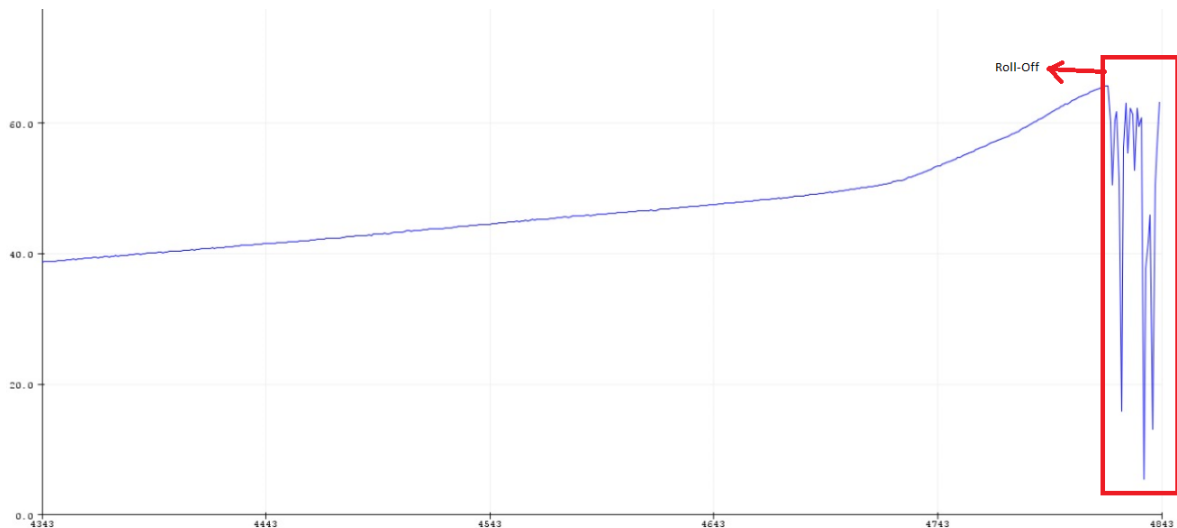


Figura 25 – Temperatura x Tempo. Comportamento do sensor de temperatura durante a ablação por radiofrequência. Nota-se que antes de acontecer o *roll-off* a temperatura começa a aumentar de forma mais rápida, lembrando a curva característica de um NTC, uma exponencial (Autoria própria).

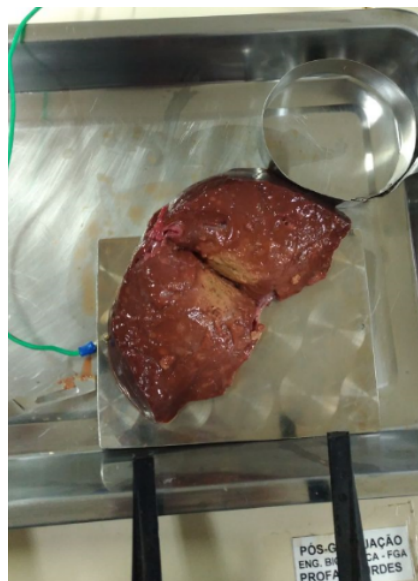


Figura 26 – Amostra da peça de fígado queimada depois de sofrer a carbonização celular. A temperatura final do tecido na parte que houve a queima ficou em torno de 63°C (Autoria própria).

5.4 TESTE EXPERIMENTAL x SIMULAÇÃO

Ao comparar o volume encontrado do fígado na parte experimental com a simulação realizada. É necessário fazer algumas observações.

Na simulação existem alguns fatores que devemos levar em consideração. A primeira delas é que não foi possível atribuir valor à potência para atuar na queima. Logo pode ter afetado a quantidade de volume queimado. E a outra consideração é que o volume

achado no gráfico da simulação é feito em comparação com a temperatura das hastes e não com o tecido (a haste esquenta muito mais que o tecido durante a ablação). Logo fica muito difícil saber em qual cenário o volume queimado na parte experimental se ajusta ao gráfico levantado na Figura 6.

Já na parte experimental a única ressalva válida que pode-se fazer é que ao medir o tamanho da peça carbonizada, talvez tenha levado em consideração áreas que estejam ainda em transição (entre a carbonização e o tecido normal), o que é muito difícil de separar ao olho nu. Fazendo com que o volume seja maior.

Contudo, a simulação realizada foi muito importante porque mostrou bem a relação de queima efetiva com a abertura das hastes, já os testes experimentais mostrou que a proposta de construção do eletrodo e funcionamento foi válida.

5.5 CALIBRAÇÃO DO SENSOR

Durante os testes experimentais quando ainda era o SOFIA que realizava o monitoramento do sensor. A calibração utilizada é a que foi apresentada no tópico 4.6.1. Porém ao utilizar o microcontrolador para o monitoramento, a calibração foi alterada.

O código da nova calibração do sensor foi desenvolvido pela *Adafruit*, nele foi feito algumas mudanças para se adequar ao sensor usado neste trabalho ([ADAFRUIT, 2012](#)).

Essa nova calibração utilizada no microcontrolador ficou até mais precisa do que a anterior. Podendo até ser absorvida como alternativa de calibração do sensor do projeto SOFIA.

6 CONCLUSÃO

A principal dificuldade em relação a esse trabalho foi a integração do sensor de temperatura dentro do eletrodo. Vários outros trabalhos que vieram antes deste, feitos pela UnB, que também abordaram esse tema conseguiram construir o seu eletrodo mas nenhum com o sensor embutido. Este trabalho então serviu para aperfeiçoar o que já estava sendo realizado a algum tempo. Como por exemplo a relação da dinâmica do produto bem como a inclusão do sensor.

O capítulo 1 e 2 é onde contém a introdução e os objetivos respectivamente. Estes capítulos formam a ideia inicial do trabalho. Onde informa a tecnologia estudada e o que se espera obter com a monografia.

O capítulo 3 aborda o referencial teórico que fala sobre a ablação por radiofrequência. Sua construção foi importante para mostrar todo o processo de funcionamento do eletrodo e as tecnologias de substituição que podem ser realizadas.

O capítulo 4 que trata sobre os materiais e métodos, está contido todo o detalhamento para a construção do eletrodo, os testes que foram realizados e todas as simulações e modelagens em seus respectivos *softwares*.

Já o capítulo 5 é onde encontra os resultados. Esta foi a parte do trabalho mais importante, pois é aqui onde valida toda a construção do protótipo apresentado nesta monografia. Aqui foi obtido bons resultados, mostrando uma boa resposta da radiofrequência com o eletrodo em relação a transmissão de sinal e também em relação a leitura do sensor captada no SOFIA.

O tema abordado neste trabalho tem um caráter importante no aspecto em fornecer uma tecnologia totalmente brasileira para a sociedade, tendo em vista as dificuldades em desenvolver tecnologia no país. Essa possibilidade somente foi possível graças a Universidade de Brasília e ao Ministério da Saúde por acreditarem no potencial da ideia, ocasionando a construção deste e outros trabalhos vinculados a área. Visando assim sempre o desenvolvimento de setores estratégicos com o da Saúde.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros é proposto que:

- O *handle* do eletrodo ganhe uma nova versão, com seus parâmetros já atualizados;
- A adaptação realizada para conseguir resultados não é a versão final do eletrodo.

A idéia é que o sensor ainda percorra por dentro dos tubos. Assim é proposto que a cânula contenha 3 tubos. Onde o tubo mais interno seja fixo, isolado e que por dentro dele passe o sensor. Um tubo intermediário que seja móvel e que contenha as hastes soldadas e um tubo mais externo que também é fixo para ser pregado no *handle*;

- Fazer uma boa avaliação para talvez incorporar a nova calibração dentro do *software* do SOFIA;
- Adicionar o filtro pi proposto neste trabalho dentro do *hardware* do SOFIA, para que não tenha interferência entre a radiofrequência e a leitura do sensor.

Referências

- ADAFRUIT. *Using a thermistor*. 2012. Access date: 30 dez. 2017. Disponível em: <<http://learn.adafruit.com/thermistor/using-a-thermistor>>. Citado na página 52.
- FREITAS, J. P. S. Abordagem terapêutica do carcinoma hepatocelular. 2013. Citado na página 25.
- GOMES, M. A. et al. Carcinoma hepatocelular: epidemiologia, biologia, diagnóstico e terapias. *Revista da Associação Médica Brasileira*, Elsevier, v. 59, n. 5, p. 514–524, 2013. Citado na página 16.
- HANSEN, A. W. et al. Oxide formation on niti surface: influence of the heat treatment time to achieve the shape memory. *Materials Research*, SciELO Brasil, v. 18, n. 5, p. 1053–1061, 2015. Citado na página 35.
- JIANG, Y. et al. Analytical solution of temperature distributions in radiofrequency ablation due to a point source of electrical current. 2007. Citado na página 21.
- JR, B. S. Estudo teórico-prático de parâmetros técnicos e fisiológicos utilizados em eletrocirurgia, visando a otimização do desenvolvimento e performance de um bisturi eletrônico. *Curitiba: Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná*, 2004. Citado na página 17.
- JR, M. A. F. R. et al. Ablação por radiofrequência de tumores hepáticos primários e metastáticos: experiência em 113 casos. *ABCD arq. bras. cir. dig*, v. 20, n. 1, p. 38–44, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.
- KIKUCHI, L. O. O. *Análise da sobrevida de pacientes com carcinoma hepatocelular atendidos no Instituto do Câncer do Estado de São Paulo*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2015. Citado na página 17.
- LIONÇO, L. C. *Tratamento do carcinoma hepatocelular com quimioembolização transarterial: um estudo de vida real*. Tese (Doutorado), 2013. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 26.
- LOPES, F. d. L. M. *Impacto dos fatores etiológicos, clínicos e cirúrgicos no prognóstico de pacientes com carcinoma hepatocelular submetidos à ressecção hepática*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 17.
- MARQUES, M. P. Desenvolvimento de um eletrodo expansível de níquel-titânio para ablação hepática por radiofrequência. 2017. Citado 4 vezes nas páginas 22, 26, 35 e 36.
- MOREIRA, V. O. Carcinoma hepatocelular: características clínicas em pacientes cirróticos e não cirróticos. 2016. Citado na página 16.
- NI, Y. et al. A review of the general aspects of radiofrequency ablation. *Abdominal imaging*, Springer, v. 30, n. 4, p. 381–400, 2005. Citado na página 21.

PARKIN, D. M. The global health burden of infection-associated cancers in the year 2002. *International journal of cancer*, v. 118, n. 12, p. 3030–3044, 2006. Citado na página 16.

POSSEBON, R. B. Investigação experimental da relação entre temperatura e impedância elétrica de biomaterial-fígado bovino e modelagem de ablação por radiofrequência para tratar tumor hepático. Universidade Federal do Pampa, 2016. Citado na página 42.

RAMBO, M. C. D. Modelagem matemática da distribuição de temperatura na ablação por radiofrequência devido a um ponto com uma fonte de corrente elétrica. 2008. Citado 3 vezes nas páginas 9, 20 e 21.

SOUZA, A. D. S. Ablação por radiofrequência: Análise do balanço de energia e impedância em um ponto e desenvolvimento de eletrodo. 2016. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 35.

Anexos

ANEXO A – Critérios do BCLC

Tabela 4 – Classificação Child - Turcotte - Pugh

Critérios avaliados/Pontos	1	2	3
Albumina	>3,5	3,5 - 2,8	<2,8
Bilirrubina	<2	2 - 3	>3
CEP e CBP	<4	4 - 10	>10
Tempo de protombina	>50%	50 - 30%	<30%
INR	<1,7	1,7 - 2,3	>2,3
Encefalopatia hepática	ausente	1 ou 2	3 ou 4
Ascite	ausente	leve ou controlada	moderada ou tensa

Child A: 5 – 6 pontos / Child B: 7 – 9 pontos / Child C: 10 – 15 pontos

Tabela 5 – *Performance Status Test* - PST

Grau	Status
0	Sem evidência clínica de doença. O paciente desenvolve suas atividades normais, sem limitações.
1	O paciente é sintomático, porém ainda com capacidade de trabalhar e realizar suas atividades diárias
2	O paciente não pode trabalhar, mas consegue ter autonomia. Está restrito ao leito < 50% do tempo diurno.
3	O paciente requer atenção considerável e freqüente assistência médica. Está > 50% do tempo diurno restrito ao leito.
4	Incapacitação grave. Paciente acamado

Tabela 6 – Classificação Okuda

Critério	Negativo	Positivo
Tamanho tumoral	< 50% do fígado	> 50% do fígado
Ascite	Ausente	Presente
Albumina sérica	>3	<3
Bilirrubina	<3	>3

Okuda I: nenhum dos fatores positivos; Okuda II: 1 ou 2 fatores positivos; Okuda III: 3 ou 4 fatores positivos.