

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

**ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA:
ANÁLISE DO BALANÇO DE ENERGIA E
IMPEDÂNCIA EM UM PONTO E
DESENVOLVIMENTO DE ELETRODO**

Autor: Afonso Delgado Soares de Souza
Orientador: Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Brasília, DF
2016



Afonso Delgado Soares de Souza

ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA: ANÁLISE DO BALANÇO DE ENERGIA E IMPEDÂNCIA EM UM PONTO E DESENVOLVIMENTO DE ELETRODO

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: Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Brasília, DF

2016

Afonso Delgado Soares de Souza

ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA: ANÁLISE DO BALANÇO DE ENERGIA E IMPEDÂNCIA EM UM PONTO E DESENVOLVIMENTO DE ELETRODO/ Afonso Delgado Soares de Souza. – Brasília, DF, 2016-

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

Orientador: Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2016.

1. Ablação. 2. Radiofrequencia. I. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA: ANÁLISE DO BALANÇO DE ENERGIA E IMPEDÂNCIA EM UM PONTO E DESENVOLVIMENTO DE ELETRODO

CDU 02:141:005.6

Afonso Delgado Soares de Souza

ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA: ANÁLISE DO BALANÇO DE ENERGIA E IMPEDÂNCIA EM UM PONTO E DESENVOLVIMENTO DE ELETRODO

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, 05 de março de 2017:

**Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues
Fleury Rosa**
Orientador

Mario Fabrício Rosa Fleury
Convidado 1

Gustavo Adolfo Nunes
Convidado 2

Brasília, DF
2016

Agradecimentos

À Faculdade Gama da Universidade de Brasília e os professores do curso de Engenharia Eletrônica por todo o apoio não só durante a execução deste trabalho, mas durante toda a graduação.

À professora Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, por ser uma orientadora sempre presente e uma professora que possui a vontade do ensinar e ajudar todos os seus alunos a tornarem-se melhores profissionais. Por ter me despertado a paixão pela Engenharia Biomédica com o seu trabalho incrível e por ter presença fundamental durante todos os meus trabalhos e minha graduação.

Aos amigos e profissionais do Laboratório de Engenharia Biomédica (LaB), por todo auxílio no trabalho e por terem me acolhido da melhor forma possível ao ambiente de trabalho e ao ramo da Engenharia Biomédica.

À MSc. Marina Pinheiro, por todo o auxílio na execução do trabalho e por ser uma grande mentora em todos os momentos de pesquisa.

Aos meus familiares pelo apoio durante toda a minha graduação.

Aos amigos da ONG Litro de Luz Brasil, por terem me acolhido em momentos difíceis e por terem me mostrado o quão humana a engenharia pode e deve sempre ser.

*“Se vi mais longe,
foi por estar sobre ombros de gigantes
(Isaac Newton, em carta para Robert Hooke, 5 de fevereiro de 1676.)*

Resumo

A Ablação por Radiofrequência (ARF) torna-se um método de ablação tumoral cada vez mais popular por sua capacidade de destruir lesões malignas ou carcinomas em diversos sistemas humanos. Com o recorrente crescimento da técnica devido aos bons resultados pós-operatórios provindos da mesma, faz-se necessário um estudo a fundo dos causadores dos efeitos ablativos e da realização de uma análise matemática do assunto.

Este trabalho visa realizar uma análise matemática dos efeitos e influências do processo de pirólise superficial do material tumoral, com a incorporação de um parâmetro de impedância térmica e elaborando um modelo que demonstre a transferência de calor entre eletrodo e tecido tumoral durante o procedimento. Na metodologia utilizada, a dificuldade do tecido tumoral de realizar trocas de calor é expressa pela equação de equilíbrio energético, por várias formas de intercâmbio e utilizando diversas variáveis térmicas.

Além disso, para a utilização da técnica, visa-se o desenvolvimento e fabricação de um eletrodo para ablação por radiofrequência do tipo guarda-chuva de cinco hastes e uma proposta de empunhadura para o mesmo.

Neste trabalho foi desenvolvida a análise matemática dos efeitos e influências do processo de pirólise superficial do material tumoral, com a incorporação de um parâmetro de impedância térmica e elaborando um modelo que demonstre a transferência de calor entre eletrodo e tecido tumoral durante o procedimento. Na metodologia utilizada, a dificuldade do tecido tumoral de realizar trocas de calor é expressa pela equação de equilíbrio energético, por várias formas de intercâmbio e utilizando diversas variáveis térmicas, além da elaboração de um documento de protocolo de fabricação para o eletrodo do tipo guarda-chuva, para servir como guia durante a fabricação.

Palavras-chaves: ablação. radiofrequencia. eletrodo. balanço energético. carcinoma. impedância.

Abstract

The Radiofrequency Ablation becomes a popular tumor ablation method because of his ability of destroy carcinomas in several human body systems. With the recurrent growth of the technique, due good post-operative results stemmed from the method, it shows necessary to make a study of the causers of the ablative effects and develop a mathematic analysis of the subject.

This work aim to develop a mathematic analysis of the pyrolysis processes effects and influences in the tumor material with the incorporation of a parameter called thermal impedance and elaborating a model that demonstrate the heat transfer between electrode, tumor tissue and healthy tissue during the procedure. In the used methodology, the tumor tissue difficulty of realizing heat exchanges is expressed through the energy balance equation, in many ways of exchange and using many thermal variables.

Besides, to the use of the technique, the work aims the development and fabrication of a umbrella type of electrode for radiofrequency ablation with five stems and a proposal of a handle for it.

Key-words: ablation. radiofrquency. electrode. energy balance. carcinoma. impedance.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Ilustração do formato anatômico do fígado humano com destaque de um nódulo unifocal esférico simulando a presença de um carcinoma hepático no tecido considerado nesse estudo.	27
Figura 2 – Modelo gráfico do balanço energético durante processo ablativo, explicitando as energias térmicas envolvidas.	28
Figura 3 – Ilustração do eletrodo guarda-chuva apresentando os momentos de procedimento com eletrodo fechado e aberto. O controle do ponto de abertura do eletrodo é realizado pelo cirurgião a partir de imagens ultrassônicas do tumor a ser atacado (Adaptado pelo autor)	37
Figura 4 – Embalagem do fio de NiTi utilizado para fabricação.	38
Figura 5 – Fio de NiTi utilizado para fabricação.	39
Figura 6 – Moldes de Aço Inox utilizados no processo de memorização do NiTi.	39
Figura 7 – Fios de NiTi inseridos no molde de Aço Inox para processo de memorização.	40
Figura 8 – Forno utilizado na memorização dos fios de NiTi.	40
Figura 9 – Fio de NiTi memorizado.	41
Figura 10 – Fios de NiTi fixados com o uso de mola ortodântica em haste de NiTi.	41
Figura 11 – Eletrodo guarda-chuva para ARF finalizado.	42
Figura 12 – Primeiro modelo de empunhadura para eletrodo guarda-chuva(à esquerda) e dispositivo de <i>slider</i> para ativação do eletrodo (à direita).	43
Figura 13 – Imagem de dispositivo para abertura de eletrodo, do tipo seringa, patente US 20120220994 A1.	44
Figura 14 – Modelo de dispositivo do tipo seringa para abertura de eletrodo guarda-chuva em duas peças. Vista interna do dispositivo (à esquerda) e peça para deslizamento do eletrodo e conexão do dispositivo gerador de radiofrequência (à direita).	44
Figura 15 – Imagem de dispositivo para abertura de eletrodo, do tipo seringa modelado no software <i>SolidWorks 2016</i> fechado.	45
Figura 16 – Protótipo impresso em 3D da empunhadura modelada para eletrodo. Peças impressas separadas (à esquerda) e empunhadura montada (à direita).	45
Figura 17 – Procedimento de ablação com eletrodo guarda-chuva inserido juntamente a um sensor de temperatura (à esquerda) e em destaque, a imagem de um pirômetro digital durante o procedimento, apresentando o aumento de temperatura no local da ablação (à direita.)	51

Lista de abreviaturas e siglas

ARF	Ablação por Radiofrequência
RF	Radiofrequência
LSRC	Lançamento de Semente em Região Circular
LSRR	Lançamento de Semente em Região Retangular
HCC	Carcinoma Hepatocelular
MEF	Métodos dos Elementos Finitos
NiTi	Nitinol
CEUA	Comissão de Ética no Uso de Animais
SOFIA	Software of Intense Ablation

Lista de símbolos

v	Velocidade
p	Pressão
t	Tempo.
\dot{q}	Densidade de fluxo de calor
E_e	Quantidade de calor que entra no volume de controle
E_s	Quantidade de calor que sai do volume de controle
E_g	Quantidade de calor gerada no volume de controle
E_{ar}	Quantidade de calor armazenada no volume de controle
λ	Condutividade térmica
A	Área
T	Temperatura
L	Comprimento
R	Resistência
P	Potência
U	Coefficiente de transferência de calor
ΔT	Variação de temperatura
r	Raio
π	Pi.
ε	Emissividade
σ	Constante de Steffan-Boltzmann
ρ	Resistividade
l	Comprimento de fio
C	Capacitância

c	Calor específico
d	Densidade
V	Volume
n	Número de hastes
j	Variável imaginária
Z	Impedância

Sumário

Introdução	21	
I	DESCRIÇÃO DO MODELO FÍSICO-MATEMÁTICO	25
1	DESCRIÇÃO DO MODELO FÍSICO-MATEMÁTICO	27
1.1	Hipóteses para o Modelo	27
1.2	Balço energético no volume de controle tumoral no fígado	29
1.2.1	Quantidade de energia térmica que entra em um volume de controle tumoral no fígado (E_e)	29
1.2.2	Quantidade de Energia que deixa o volume (E_s)	31
1.2.3	Quantidade de Energia Armazenada no Volume (E_{ar})	32
1.3	Impedância do Sistema Sob Ablção	32
II	FABRICAÇÃO DE ELETRODO E EMPUNHADURA PARA O PROCEDIMENTO	35
2	PROTOCOLO DE FABRICAÇÃO DE ELETRODO 5H	37
2.1	Fios para o Formato Guarda-Chuva	38
2.2	Soldagem dos Fios de NiTi	41
3	MODELAGEM DE EMPUNHADURA PARA ELETRODO	43
III	DISCUSSÃO E RESULTADOS	47
4	DISCUSSÃO E RESULTADOS	49
IV	CONCLUSÕES	53
5	CONCLUSÃO	55
	REFERÊNCIAS	57

ANEXOS	59
ANEXO A – EXPERIMENTOS <i>IN VIVO</i>	61
ANEXO B – PROTOCOLO DE FABRICAÇÃO DO ELETRODO .	65

Introdução

Ablação por Radiofrequência (ARF) tornou-se um popular meio de ablação tumoral nos últimos anos, por ser capaz de eliminar lesões malignas nos pulmões, rins, glândulas suprarrenais, ósseas, baço, nódulos da mama, linfa, pélvis, próstata, tecido neural e fígado “como em (IANNITTI D.A., 2002), (RABELLO F. B., 2014) e (CARVALHO G. F., 2011)”.

A Ablação por Radiofrequência de um tumor (comumente CHC) é um tratamento guiado por imagem, minimamente invasivo usado para eliminar as células cancerosas. Em “(ANASTÁCIO R., 2015)”, os autores afirmam que nas tecnologias de detecção e diagnóstico por imagens, geralmente a segmentação é a primeira etapa aplicada. No entanto, propuseram a comparação de duas técnicas desenvolvidas para a automatização da segmentação utilizando o algoritmo de crescimento de região, com resultado superior para a técnica Lançamento de Semente em Região Circular (LSRC) frente a Lançamento de Semente em Região Retangular (LSRR) permitindo a segmentação automática do fígado utilizando crescimento de região, sendo hoje a técnica mais usada para aplicação de ARF com eletrodos.

Nesse contexto o procedimento da ablação do tumor, ocorre com a introdução de um eletrodo especialmente equipado (sonda) para o interior do tumor, guiado por imagem. Uma vez que o eletrodo se encontra na região indicada, a energia é transmitida através dele para o interior do tumor, que no caso da radiofrequência, a corrente elétrica de alta frequência é transmitida pelo eletrodo ocasionando em um aumento de temperatura, o qual necrosa as células cancerosas, se bem-sucedido o procedimento como apresentado em “(MCGAHAN J. P., 2010), (BANGARD C., 2010) e (BURDÍO F., 2011)”.

Nos últimos anos muitos pesquisadores têm-se dedicado à elaboração de métodos capazes de gerar uma resposta do meio biológico quando atingido pelas ondas de radiofrequência, com foco nas temperaturas capturadas nesse procedimento. Em “(DOMINGUES, 2012)”, é apresentado que os tumores malignos se caracterizam principalmente por: (i) crescimento desordenado e rápido; (ii) capacidade de crescimento teoricamente ilimitada e (iii) desenvolvimento de metástase. E no caso do carcinoma hepatocelular (HCC), que é um tumor sólido, é observado uma angiogênese e revestimento dos vasos sanguíneos, e mesmo assim, os resultados da literatura apontam que a técnica de ablação por ARF é um procedimento para o tratamento de tumores hepáticos focais desse tipo

em “(T. SOLBIATI L., 2003) e (STOFFNER R., 2012) ”.

Nesse cenário, muitas pesquisas têm como objetivo de realizar a hipertermia por radiofrequência com a elevação de temperatura local, que irá eliminar as células cancerígenas com temperaturas superiores a $42^{\circ}C$, no entanto, sem causar dano térmico à região sadia circunvizinha é uma meta já explorada. Em “(LIMA R.C.F., 2006) ”, concluíram que para uma descrição detalhada do modelo físico-matemático pertinente e da função dano térmica devem ser consideradas as propriedades termo físicas dos tecidos envolvidos, bem como a escolha da fonte de calor com impactos de transferência de calor. Ainda nesse estudo, com o tempo de exposição utilizado, os pontos da interface tumor/tecido não tiveram suas temperaturas alteradas e, portanto, não sofreram danos térmicos.

Porém em “(JIANG Y., 2007) ”, uma proposta utilizando técnicas de Método de Elementos Finitos (MEF) em confirmação a uma solução analítica da distribuição da temperatura devido a um ponto com uma fonte de corrente elétrica, num meio infinito foi observada na solução, a tendência para uma temperatura infinita à medida que se aproxima da fonte de calor. Consecutivamente, conclui-se que a equação de transferência de calor para o tecido do fígado não está ainda bem definida para o ponto onde se localiza a fonte de calor gerando dificuldades para a aplicação numérica da solução, tornando-se um limitador encontrar a solução analítica correspondente.

Nesses cenários, apesar dos esforços, há convecção entre as referidas paredes do tumor, portanto, o sangue e o eletrodo são considerados temas que requerem uma análise complementar. Pois a resposta de tecidos hepáticos “(STOFFNER R., 2012), (LIMA R.C.F., 2006) e (JIANG Y., 2007) ”, para o aquecimento térmico, quando submetido ao ARF, dependem da propriedade do material hepático, duração da ablação, características do tumor, geometria do eletrodo, tipo da técnica de ablação e também do aquecimento excessivo do tecido nas proximidades do eletrodo.

Pretende-se estender os resultados de “(JIANG Y., 2007) ”, analisando com base em sua proposta, a influência e efeitos no fenômeno ablativo da evaporação física (remoção de massa) ou pirólise na superfície do material tumoral. Assim, será incorporado um parâmetro que representa a dificuldade que um sistema possui em trocar calor pelas diversas formas de intercâmbio e do poder emissivo, este último, sendo a potência irradiada por unidade de área (watt por metro quadrado) do tumor. Visto isso, tem-se como objetivo obter uma equação que descreve o comportamento da impedância térmica do tecido tumoral. A variável eminente nesse processo é a densidade de fluxo de calor (q), que representa a taxa da transferência de calor em uma direção definida por unidade de área perpendicular à direção de transferência. Esse problema é uma análise de transferência de calor, que tem como chave o balanço energético no volume do tumor no fígado.

Além, pretende-se estabelecer um protocolo de fabricação para um eletrodo capaz de realizar o procedimento de ARF de forma satisfatória, fazendo com que o equipamento gerador de radiofrequência seja capaz de executar a pirólise do tecido tumoral, resultando no sucesso do tratamento.

Durante o trabalho, é importante ressaltar que a pesquisa foi realizada em um processo multidisciplinar junto ao LaB, contando com auxílio de pesquisadores de diversas áreas do conhecimento. Entre essas áreas encontram-se a Engenharia Eletrônica, Medicina, Biologia, Fisioterapia, Enfermagem, História e Administração.

Parte I

Descrição do Modelo Físico-Matemático

1 Descrição do Modelo Físico-Matemático

1.1 Hipóteses para o Modelo

Para a descrição do modelo físico-matemático do tecido hepático, o mesmo é considerado com características de crescimento de tumor maligno em suas células (Carcinoma Hepatocelular) e adota-se uma forma unifocal, ou com crescimento de um único nódulo tumoral, de formato esférico, como apresentado na Figura 1.

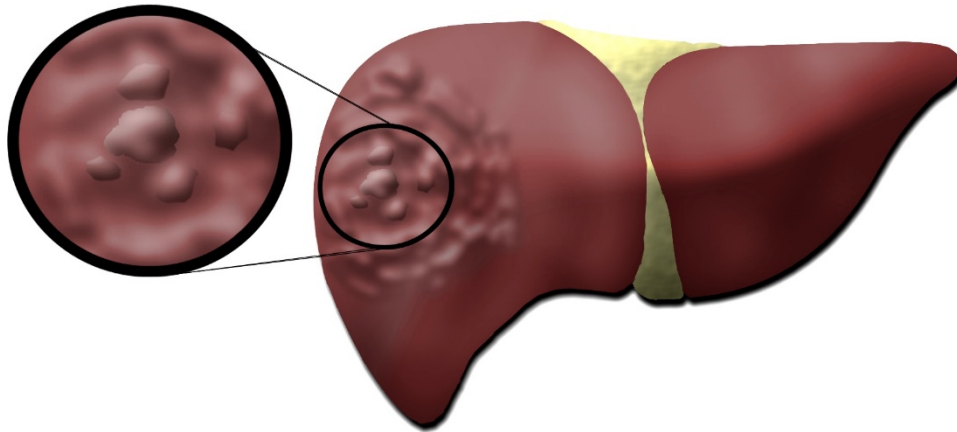


Figura 1 – Ilustração do formato anatômico do fígado humano com destaque de um nódulo unifocal esférico simulando a presença de um carcinoma hepático no tecido considerado nesse estudo.

Em geral, o fígado humano mantém sua temperatura em cerca de $37^{\circ}C$, em um meio fechado, no qual não há trocas de calor com o ambiente. Porém, através do fluxo sanguíneo, existe troca, além do próprio processo metabólico do organismo. Com base nesse conhecimento, torna-se necessária a utilização de algumas hipóteses simplificadoras para o modelo em questão:

1. O corpo possui uma proteção térmica de esperrura denominada $c(t)$, a qual é sujeita a forte aquecimento;
2. O fluxo de radiofrequência (RF) aplicado é considerado quanto a variação no tempo de escoamento permanente ou estacionário;

3. Velocidade (v) e pressão (p) em um ponto são invariantes com o tempo, ou seja, $\frac{\partial p}{\partial t} = 0$ e $\frac{\partial v}{\partial t} = 0$, porém, podendo variar de um ponto a outro, de forma que $(v_1, p_1, t_0) \neq (v_2, p_2, t_1)$;
4. O volume de controle é fechado e esférico.

Considera-se que a condução térmica (ou difusão de calor) ocorrida no tumor será, conforme definição da transferência de energia térmica, entre o eletrodo e o tumor devido a um gradiente de temperatura aplicado.

Com essa diferença de temperatura entre duas regiões não se pode perceber o movimento global da matéria na escala macroscópica, mas pode-se avaliar fluxo de calor, que sempre ocorre a partir de uma região de maior temperatura para uma região de baixa temperatura, atuando no sentido de equalizar as diferenças de temperatura no mesmo meio.

Assim, uma das variáveis principais nesse processo é a densidade de fluxo de calor (\vec{q}), que representa a taxa de transferência de calor em uma direção definida por unidade de área perpendicular à direção de transferência. Esse problema torna-se uma análise de transferência de calor, que tem como chave o balanço energético no volume de controle, que representa o volume do tumor no fígado.

Com isso, define-se o balanço de energia que estabelece a quantidade de energia térmica (calor) que entra no volume de controle do tumor no fígado denominado E_e , somada a quantidade de calor gerada no interior do volume, denominada E_g , menos a quantidade de energia que deixa o volume, denominada E_s , a qual deve ser igual ao aumento da quantidade de energia armazenada, denominada E_{ar} no volume de controle (tumor) como explicitado na Figura 2 e expresso na “Eq.(1.1)” .

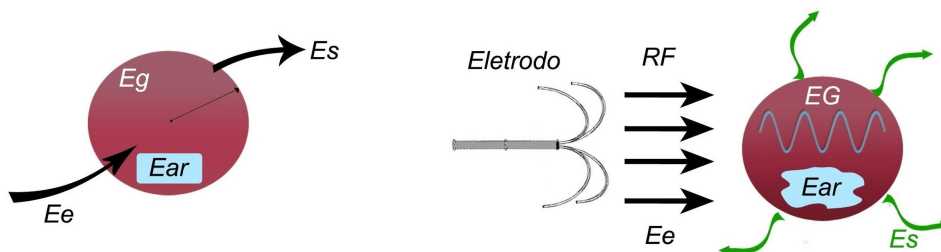


Figura 2 – Modelo gráfico do balanço energético durante processo ablativo, explicitando as energias térmicas envolvidas.

$$E_{ar} = E_e + E_g - E_s \quad (1.1)$$

Para esse estudo, considera-se que a energia gerada no interior do volume é desprezível por tratar-se de uma aproximação para comparação com resultados de procedimentos realizados em tecido *postmortem*. Assim, temos a equação simplificada do balanço de energia no volume de controle dada pela “Eq.(1.2)” .

$$E_{ar} = E_e - E_s \quad (1.2)$$

A partir desse contexto utiliza-se uma extensão das definições e conceitos de cada parâmetro que compõe a “Eq.(1.2)” descrevendo a interação entre o tratamento ARF, eletrodo e volume do tumor.

1.2 Balanço energético no volume de controle tumoral no fígado

Nesse tópico será enfatizada a interação dos parâmetros que regem a transferência de calor, por meio da descrição dos requisitos e descrição dos aspectos técnicos do aumento da temperatura no tumor, buscando correlações entre os vários modos de interações entre os parâmetros sob o enfoque da resposta biológica.

1.2.1 Quantidade de energia térmica que entra em um volume de controle tumoral no fígado (E_e)

Nesse estudo, a quantidade de energia térmica E_e da fonte de calor produzida pelo processo ablativo ARF é considerada como a densidade do fluxo de calor (\dot{q}) através do tumor na sua forma integral, ou seja, quantidade de energia que flui para dentro do volume de controle. Considerando uma distribuição linear, com um gradiente de temperatura em uma direção L , adotando-se uma transferência por condução, têm-se a densidade do fluxo de calor pela Lei de Fourier, apresentada na “Eq. (1.3)” :

$$E_e = \dot{q} = -\lambda \cdot A \cdot \frac{(T_2 - T_1)}{L} \quad (1.3)$$

Onde, \dot{q} é densidade de fluxo de calor, λ , é a constante condutividade térmica do material, T_1 é a temperatura oriunda da parte mais quente (eletrodo) e T_2 é a temperatura no tecido tumoral e distância entre esses dois pontos é denominada, L e A é a área da secção transversal do volume de controle do tumor onde está ocorrendo a troca de calor.

Nesse momento, a constante condutividade térmica do material, a qual quantifica a dificuldade dos materiais de conduzir energia térmica, pode ser definida matematicamente para um sistema em regime estacionário.

É importante, primeiramente, uma análise da impedância térmica do volume tumoral sob o procedimento de ARF. Uma vez que o tecido é visto como a carga do sistema gerador de RF, o valor de sua impedância tem impacto direto na transferência de calor do eletrodo para o tecido, de forma a realizar a necrose do tumor.

Para a resistência do tecido hepático tumoral, temos que seu valor R_{tt} é dado pela “Eq. (1.4)”, de acordo com a literatura.

$$R_{tt} = \frac{\Delta T_{tt}}{P_{tt}} \quad (1.4)$$

Onde temos ΔT_{tt} como a variação de temperatura no tecido tumoral e P_{tt} é a variável de potência térmica do tecido tumoral, que por sua vez, é definida pela “Eq. (1.5)” .

$$P_{tt} = U_{ts} \cdot A_{tt} \cdot \Delta T_{tt} \quad (1.5)$$

Onde A_{tt} é a área da seção transversal da região tumoral e U_{ts} é o coeficiente de transferência de calor, dado pela “Eq. (1.6)” .

$$U_{ts} = \frac{\lambda_{tt}}{L_{tt}} \quad (1.6)$$

Na qual λ_{tt} é o coeficiente de condutividade térmica e L_{tt} é a espessura da superfície do tecido tumoral. É importante ressaltar que o sistema em consideração é esférico, portanto, L_{tt} é dado pelo raio da esfera considerada r_{tt} .

Com a realização de substituições das variáveis da “Eq. (1.5)” e da “Eq. (1.6)” na “Eq. (1.4)”, temos que o valor da resistência térmica do tecido hepático tumoral é dado pela “Eq. (1.7)” .

$$R_{tt} = \frac{1}{4\pi\lambda_{tt}r_{tt}} \quad (1.7)$$

Sabe-se que o valor da impedância térmica é dado pela “Eq. (1.8)” .

$$R_{tt} = \frac{L_{tt}}{\lambda_{tt}A_{tt}} \quad (1.8)$$

Dessa forma, após a realização de substituição da “Eq. (1.8)” na “Eq. (1.2)” , apresenta-se uma variante na “Eq. (1.9)” .

$$E_e = \dot{q} = -\frac{1}{R_{tt}}(T_{tt} - T_e) \quad (1.9)$$

Onde T_e é a temperatura do eletrodo no momento da necrose do tecido e T_{tt} é a temperatura do tecido tumoral. Assim, temos E_e , dada pela “Eq. (1.10)” .

$$E_e = 4\pi\lambda_{tt}r_{tt}(T_e - T_{tt}) \quad (1.10)$$

1.2.2 Quantidade de Energia que deixa o volume (E_s)

Considera-se que a energia que deixa o volume tumoral de controle é dividida parte em condução do tecido tumoral para o tecido saudável e parte por irradiação. Assim, temos que a quantidade de energia que deixa o volume de controle E_s é dada pela “Eq. (1.11)” .

$$E_s = E_{s_{cond}} + E_{s_{irr}} \quad (1.11)$$

Dessa forma, é possível considerar que a quantidade de energia que deixa o volume tumoral para o volume saudável é dada pela Lei de Fourier, dada pela “Eq. (1.12)” , a partir da “Eq. (1.3)” .

$$E_{s_{cond}} = -\lambda_{ts} \cdot A_{ts} \cdot \frac{(T_{ts} - T_t)}{L_{ts}} \quad (1.12)$$

Pela “Eq. (1.8)” , é possível concluir que, a partir da “Eq. (1.12)” , que $E_{s_{cond}}$ é dada pela “Eq. (1.13)” .

$$E_{s_{cond}} = -\frac{1}{R_{ts}}(T_{ts} - T_{tt}) \quad (1.13)$$

De forma semelhante a impedância do tecido tumoral, descrita pela “Eq. (1.7)” , temos que a impedância do tecido hepático saudável é dada pela “Eq. (1.14)” .

$$R_{ts} = \frac{1}{4\pi\lambda_{ts}r_{ts}} \quad (1.14)$$

Assim, substituindo o resultado da “Eq. (1.14)” na “Eq. (1.13)” , temos que a energia que deixa o volume de controle tumoral por condução para o tecido saudável é dada pela “Eq. (1.15)” .

$$E_{s_{cond}} = 4\pi\lambda_{ts}r_{ts}(T_{tt} - T_{ts}) \quad (1.15)$$

Considerando que a outra parcela de energia que deixa o volume de controle é realizada por irradiação, temos, pela Lei de Steffan-Boltzmann, que a taxa na qual a energia é liberada por unidade de área ($\frac{W}{m^2}$), é expressa na “Eq. (1.16)” .

$$E_{s_{irr}} = \varepsilon \sigma T_{tt}^4 \quad (1.16)$$

Onde, T_{tt} temperatura do tecido tumoral, σ é a constante de Steffan-Boltzmann, ε , a emissividade. Adotando a constante com o valor $\sigma = 5,7 \cdot 10^{-8} \frac{W}{m^2 K^4}$.

Pela “Eq. (1.16)” temos um valor de quantidade de energia emitida por área. Para a quantidade de energia emitida por todo o volume de controle por irradiação, temos a “Eq. (1.17)” .

$$E_{s_{irr}} = 4\pi r_{tt}^2 \varepsilon \sigma T_{tt}^4 \quad (1.17)$$

Onde, T_{tt} temperatura do tecido tumoral, σ é a constante de Steffan-Boltzmann, r_{tt} é o raio do volume de controle e ε , a emissividade. Adotando a constante com o valor $\sigma = 5,7 \cdot 10^{-8} \frac{W}{m^2 K^4}$.

Temos como definição que corpos não metálicos, a baixas temperaturas (250K a 350K) podem apresentar comportamentos semelhante aos de um corpo negro, com sua emissividade próxima a 0,8. Assim, possuímos um resultado para $E_{s_{irr}}$.

Assim, pela “Eq. (1.11)” temos a quantidade de energia que deixa o volume de controle expressa pela “Eq. (1.18)” .

$$E_s = 4\pi \lambda_{ts} r_{ts} (T_{tt} - T_{ts}) + 4\pi r_{tt}^2 \varepsilon \sigma T_{tt}^4 \quad (1.18)$$

1.2.3 Quantidade de Energia Armazenada no Volume (E_{ar})

Uma vez em posse de expressões que demonstrem os comportamentos das energias de entrada E_e e saída E_s , é possível, pelo balanço energético expresso pela “Eq. (1.2)” , expressar E_{ar} pela “Eq. (1.19)” .

$$E_{ar} = 4\pi \lambda_{tt} r_{tt} (T_e - T_{tt}) - 4\pi \lambda_{ts} r_{ts} (T_{tt} - T_{ts}) - 4\pi r_{tt}^2 \varepsilon \sigma T_{tt}^4 \quad (1.19)$$

1.3 Impedância do Sistema Sob Ablação

No estudo dessa variável, é de suma importância o estudo das impedâncias de cada um dos componentes do sistema em estudo. Para isso, é estudado as impedâncias

do tecido hepático saudável, do volume tumoral e do eletrodo utilizado no procedimento de ablação por radiofrequência.

Deve-se considerar que há tecido saudável e tumoral, com diferentes resistências térmicas no sistema, que compostas, gerarão impedâncias em série. Além disso, a inserção do eletrodo durante o procedimento inclui um valor de impedância em paralelo a impedância do tecido hepático.

Para esse estudo, consideramos a a reatância do tecido saudável e tumoral como desprezíveis.

Tendo as impedâncias dos tecidos tumoral e saudável dadas pela “Eq. (1.7)” e pela “Eq. (1.14)”, outra variável necessária é a impedância térmica do eletrodo para o procedimento. A sua resistência térmica, por tratar-se de um eletrodo formado por fios (hastes) de NiTi (níquel-titânio), tem-se que a resistência térmica de um fio é dada pela “Eq. (1.20)” .

$$R_e = \rho_e \frac{l_e}{A_e} \quad (1.20)$$

Onde ρ_e é a resistividade térmica do da liga NiTi (níquel-titânio), l_e é o comprimento da haste de níquel-titânio e A_e é a área da seção transversal da haste.

Para a parcela imaginária da impedância do eletrodo, é necessária a consideração da variável capacitância térmica do fio de NiTi. Esse valor é dado pela “Eq. (1.21)” .

$$C_e = c_e \cdot d_e \cdot V_e \quad (1.21)$$

Onde c_e é o calor específico da liga, d_e é a densidade do NiTi e V_e é o volume da haste de NiTi utilizado no eletrodo.

É importante ressaltar que o valor da impedância do eletrodo pode variar de acordo com o número de hastes utilizadas na sua fabricação. Essa quantidade será dada por um coeficiente n . Dessa forma, temos que a impedância total do sistema sob ablação é dada pela “Eq. (1.22)” , de acordo com o modelo de *Cole-Cole*.

$$Z_{total} = (R_{ts} + (R_{tt})/n(R_e + jC_e)) \quad (1.22)$$

Após simplificações e substituições, temos que a impedância térmica do sistema é dada pela “Eq. (1.23)” .

$$Z_{total} = \frac{n(r_{ts}\lambda_{ts} + r_{tt}\lambda_{tt})(\rho_e l_e + jA_e c_e d_e V_e)}{A_e(r_{ts}\lambda_{ts} + r_{tt}\lambda_{tt}) + n4\pi r_{ts}\lambda_{ts}r_{tt}\lambda_{tt}(\rho_e l_e + jA_e c_e d_e V_e)} \quad (1.23)$$

Parte II

Fabricação de Eletrodo e Empunhadura para o Procedimento

2 Protocolo de Fabricação de Eletrodo 5H

O procedimento de ARF depende em grande instância da correta fabricação de um eletrodo capaz de realizar uma operação minimamente invasiva e com mínimos efeitos colaterais ao paciente, alcançando assim um tempo de recuperação reduzido se comparado à outras técnicas para remoção tumoral no tecido hepático, como a cirurgia invasiva para corte do fígado e retirada do tecido danificado.

Durante o procedimento, o eletrodo pode alcançar temperaturas próximas aos $100^{\circ}C$, mesmo com a necrose do tecido sendo considerada entre $50^{\circ}C$ e $60^{\circ}C$. O dano às células é considerado irreversível uma vez que o procedimento necrosa o tecido tumoral com a desnaturação da membrana da célula.

Primeiramente, o eletrodo fechado deve ser inserido até alcançar o tumor, e então, deve ser aberto para início do procedimento, como apresentado na Figura 3.

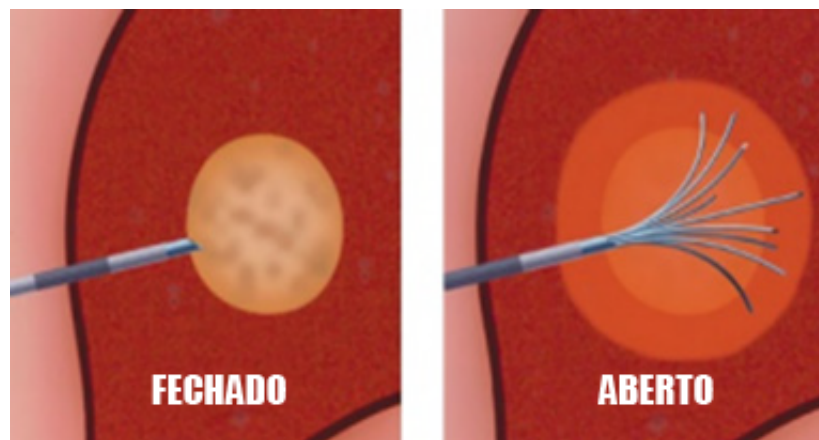


Figura 3 – Ilustração do eletrodo guarda-chuva apresentando os momentos de procedimento com eletrodo fechado e aberto. O controle do ponto de abertura do eletrodo é realizado pelo cirurgião a partir de imagens ultrassônicas do tumor a ser atacado (Adaptado pelo autor)

Ao início do procedimento, o tumor é aquecido de seu centro para as extremidades pela condução térmica, causando lesão ao tecido e alterando sua propriedade de condutividade térmica. Com a alteração desta causada pela necrose do tecido, há um aumento repentino do valor da impedância, como mostrado pela “Eq. (1.23)” . Nesse momento, há diminuição da transferência de potência pelo equipamento e o procedimento é finalizado.

Para este trabalho, é sugerida a fabricação de um eletrodo guarda-chuva para a

execução do procedimento, devido a sua maior área de ataque ao tumor, e maior condução de campos capazes de aquecer suas hastes quando comparado a eletrodos de haste única.

2.1 Fios para o Formato Guarda-Chuva

Para os fios do eletrodo guarda-chuva, foi adotado o uso de uma liga de níquel-titânio (NiTi) conhecida por Nitinol. Essa liga é utilizada em eletrodos devido a sua biocompatibilidade, além de ser ideal para o uso em um eletrodo guarda-chuva pois seu limite de escoamento plástico do material permite a abertura e fechamento do eletrodo sem que haja danos aos fios.

Além disso, o NiTi possui propriedades de memória de forma e super elasticidade, o que possibilita a memorização da liga na forma desejada para o eletrodo guarda-chuva.

Para a fabricação do eletrodo, foram utilizados fios de NiTi de arco ortodôntico, uma vez que este é amplamente utilizado em aplicação de aparelhos ortodônticos e facilmente encontrado para venda. O fio selecionado para a fabricação é um fio de arco ortodôntico de ponta redonda com 0,45mm de diâmetro e curvatura de 90°, mostrado na Figura 4 e na Figura 5. O mesmo foi selecionado por apresentar um diâmetro médio com base em outros modelos fabricados, o suficiente para a penetração no tecido hepático sem que sua estrutura seja danificada durante o processo de memorização e de ARF.



Figura 4 – Embalagem do fio de NiTi utilizado para fabricação.

Para a memorização do NiTi, foram utilizados moldes de tubos de Aço Inox, mostrados na Figura 6, uma vez que esse possui temperatura de fusão superior ao NiTi e portanto não será danificado durante o processo de memorização.

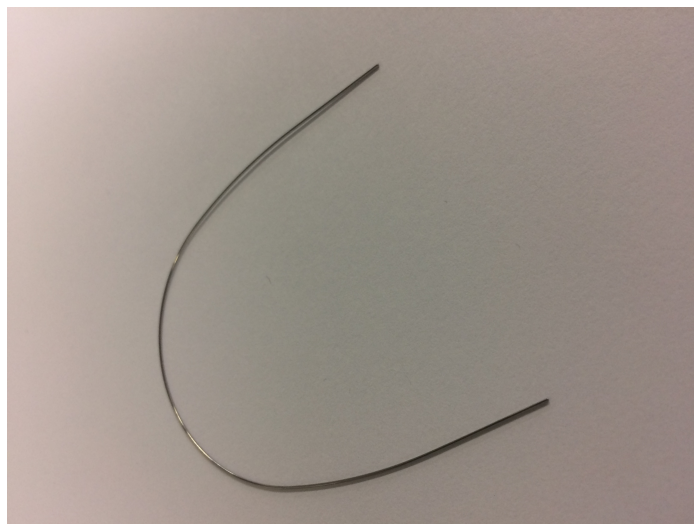


Figura 5 – Fio de NiTi utilizado para fabricação.

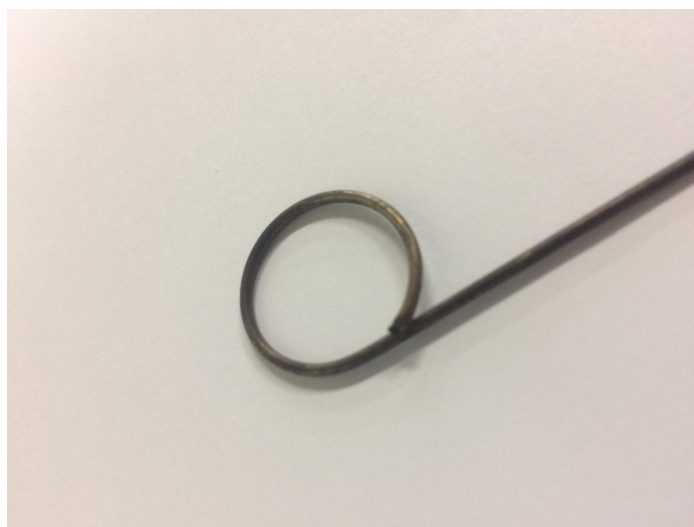


Figura 6 – Moldes de Aço Inox utilizados no processo de memorização do NiTi.

A partir disso, deve-se inserir cuidadosamente os fios de NiTi a partir de uma das extremidades do molde até que seja possível visualizar o mesmo na outra extremidade do molde, ou até que o mesmo esteja inserido suficientemente na volta apresentada no molde, como mostrado na Figura 7.

Para o início do processo, um forno deve ser pré-aquecido na temperatura de 500°C e, após isso, os moldes devem ser inseridos cuidadosamente no interior do forno, onde devem ser mantidos durante o tempo de 30 minutos, considerado um tempo ótimo para essa temperatura segundo “(MARQUES, 2011)”, uma vez que, com temperaturas maiores que 500°C , há encruamento do material com aumento de rigidez.

O forno utilizado para a fabricação encontra-se no Laboratório de Caracterização



Figura 7 – Fios de NiTi inseridos no molde de Aço Inox para processo de memorização.

de Materiais, *Campus FGA* da Universidade de Brasília, mostrado na Figura 8.



Figura 8 – Forno utilizado na memorização dos fios de NiTi.

Após o tempo de 30 minutos, os moldes devem ser retirados do forno e colocados em local que permita o resfriamento do mesmo. Após o resfriamento, os fios devem ser retirados do molde com o auxílio de um alicate. Após o processo, o fio deverá manter sua forma, como mostrado na Figura 9.

É possível observar que o fio de NiTi pode apresentar colorações diferentes após a memorização, o que é causado pela formação de Óxido de Titânio (TiO_2) na superfície dos fios, resultante do tratamento térmico.

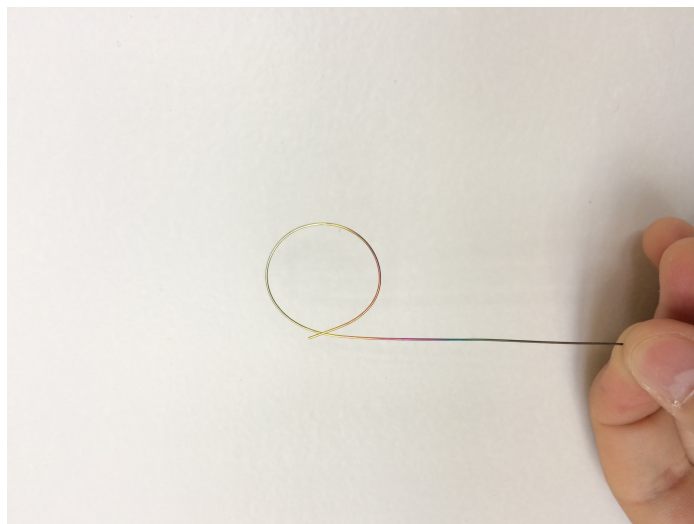


Figura 9 – Fio de NiTi memorizado.

2.2 Soldagem dos Fios de NiTi

Após a memorização dos fios, os mesmos devem ser fixados a uma haste do mesmo material para posterior soldagem. Para a fixação, foi utilizada uma mola de aparelho ortodôntico de NiTi. A mesma foi escolhida pela maior facilidade no momento de fixação dos fios na haste de NiTi, mostrado na Figura 10, portanto, o método de fixação não deve ter maior importância, uma vez que o mesmo deve apenas fazer com que os fios não se movam até o momento da soldagem. Outros métodos podem ser utilizados, como tubos termoretráteis, tubos de látex, entre outros.

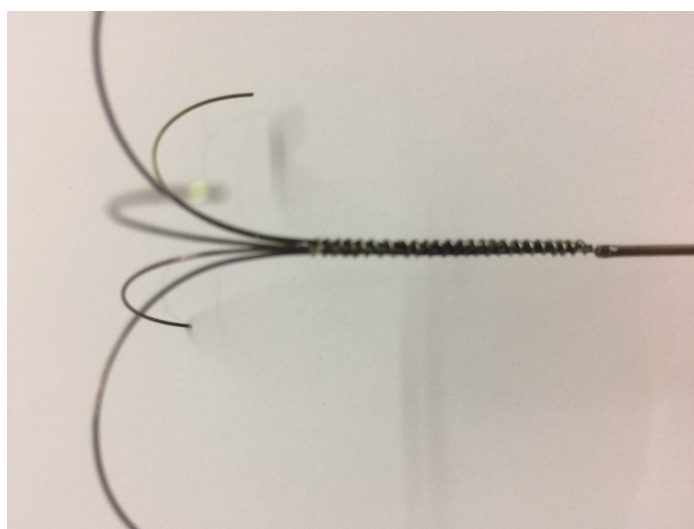


Figura 10 – Fios de NiTi fixados com o uso de mola ortodântica em haste de NiTi.

Após fixação, o eletrodo deve ser mandado para soldagem a *laser*. Nesse caso, não é possível utilizar soldagem convencional, uma vez que a mesma pode inserir componentes

que prejudiquem a biocompatibilidade do eletrodo fabricado.

A soldagem a *laser* é uma opção de soldagem para casos de materiais de difícil aderência e com formas não-convencionais. A soldagem foi realizada pela empresa *Laser-Tools*, a qual recebeu os fios de NiTi fixados a uma haste de ponta circular de NiTi com aproximadamente 0,6mm de diâmetro.

Após a soldagem, a empresa reenviou o eletrodo soldado de forma correta, como apresentado na Figura 11. Assim, o processo de fabricação do eletrodo do tipo guarda-chuva é finalizado.

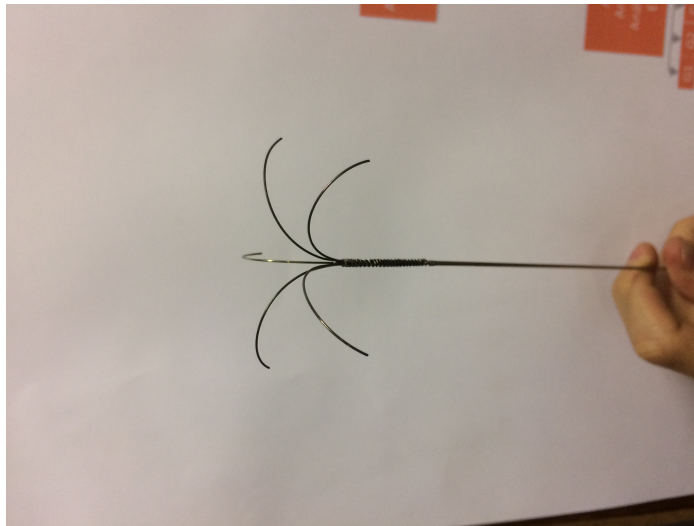


Figura 11 – Eletrodo guarda-chuva para ARF finalizado.

É possível observar que após a fabricação e procedimento final de soldagem, o eletrodo fabricado mantém sua forma de guarda-chuva devido à memorização da liga de NiTi utilizada. Com o uso, o eletrodo não deve ter seu formato alterado com a aplicação de calor em suas hastes e deve permanecer com formato fixo até o final do procedimento, quando será descartado. É importante ressaltar que o eletrodo apresenta caráter descartável e deverá ser utilizado apenas para um procedimento.

3 Modelagem de Empunhadura para Eletrodo

Para utilização do eletrodo no procedimento de ablação por radiofrequência, é necessária a utilização de uma empunhadura que possua entrada para o gerador de radiofrequência que permita que a extremidade superior do eletrodo aqueça e, além disso, possua um mecanismo que permita a fácil abertura e fechamento do eletrodo.

Com essas questões levantadas, uma primeira proposta foi levantada e modelada utilizando o software *SolidWorks 2016*, inspirada em um modelo que funcionaria de forma semelhante a um estilete. A abertura do eletrodo seria realizada por meio de um *slider* na parte superior da empunhadura, como apresentado na Figura 12.

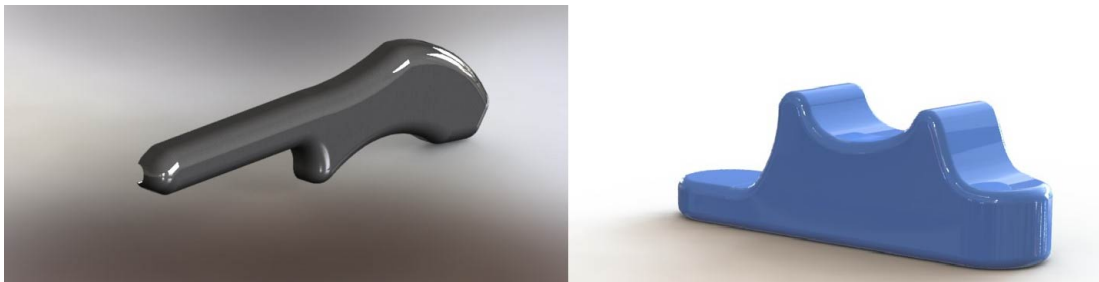


Figura 12 – Primeiro modelo de empunhadura para eletrodo guarda-chuva(à esquerda) e dispositivo de *slider* para ativação do eletrodo (à direita).

Após avaliação dos profissionais do Galpão, oficina da Faculdade Gama, Universidade de Brasília e do Laboratório de Prototipagem da Faculdade Gama, Universidade de Brasília, foi levantada a alta dificuldade de fabricação da peça em material plástico e seu valor elevado. A empunhadura modelada seria de alta dificuldade no processo de usinagem em plástico, portanto, a maneira de fabricação utilizada seria a de injeção plástica. Para o processo de injeção plástica, é necessária a fabricação de um molde da empunhadura, o que elevaria o valor para pouca quantidade, porém, seria de melhor custo para fabricação em larga escala.

Com esta avaliação, foi decidida a troca do modelo de empunhadura para um formato de fácil fabricação e utilização. O modelo escolhido foi do tipo seringa, que possui dispositivo de funcionamento semelhante ao de uma seringa, onde ao pressionar a parte traseira do dispositivo, o mesmo seria capaz de empurrar o eletrodo para fora do caté-

ter, ativando-o. Um dispositivo desse tipo pode ser visto na Figura 13, apresentado em “(PEARSON ROBERT GARABEDIAN, 2012) ”.

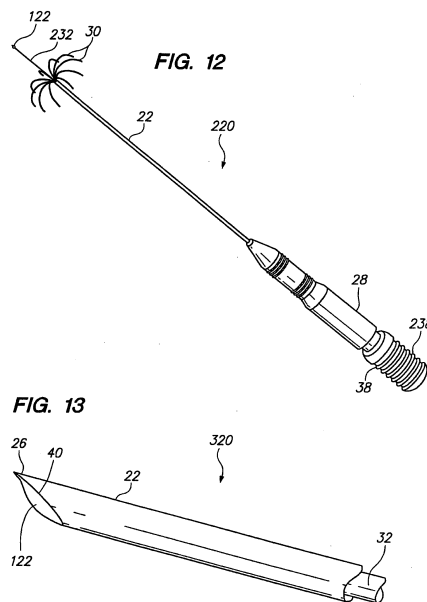


Figura 13 – Imagem de dispositivo para abertura de eletrodo, do tipo seringa, patente US 20120220994 A1.

O modelo proposto foi modelado utilizando o software *SolidWorks 2016*, apresentado na Figura 14.

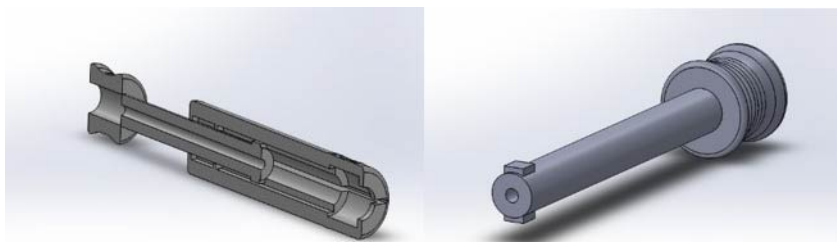


Figura 14 – Modelo de dispositivo do tipo seringa para abertura de eletrodo guarda-chuva em duas peças. Vista interna do dispositivo (à esquerda) e peça para deslizamento do eletrodo e conexão do dispositivo gerador de radiofrequência (à direita).

O modelo fechado da empunhadura é apresentado na Figura 15. Com esse dispositivo, é possível realizar a abertura do eletrodo de forma fácil, e sua fabricação pode ser realizada por usinagem, o que torna o processo mais econômico para poucas peças.

Após a modelagem, um protótipo para verificação de medidas e teste de abertura do eletrodo foi fabricado em impressão 3D no Laboratório de Prototipagem da Faculdade Gama, Unversidade de Brasília. O protótipo pode ser vizualido na Figura 16.

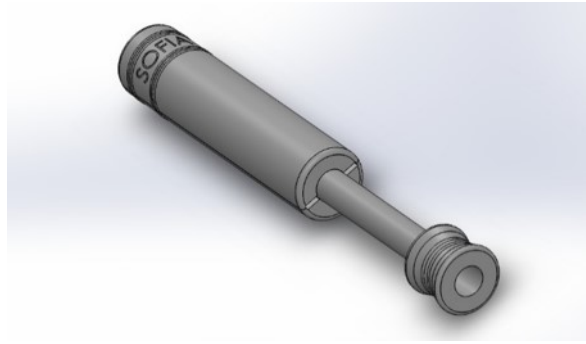


Figura 15 – Imagem de dispositivo para abertura de eletrodo, do tipo seringa modelado no software *SolidWorks 2016* fechado.

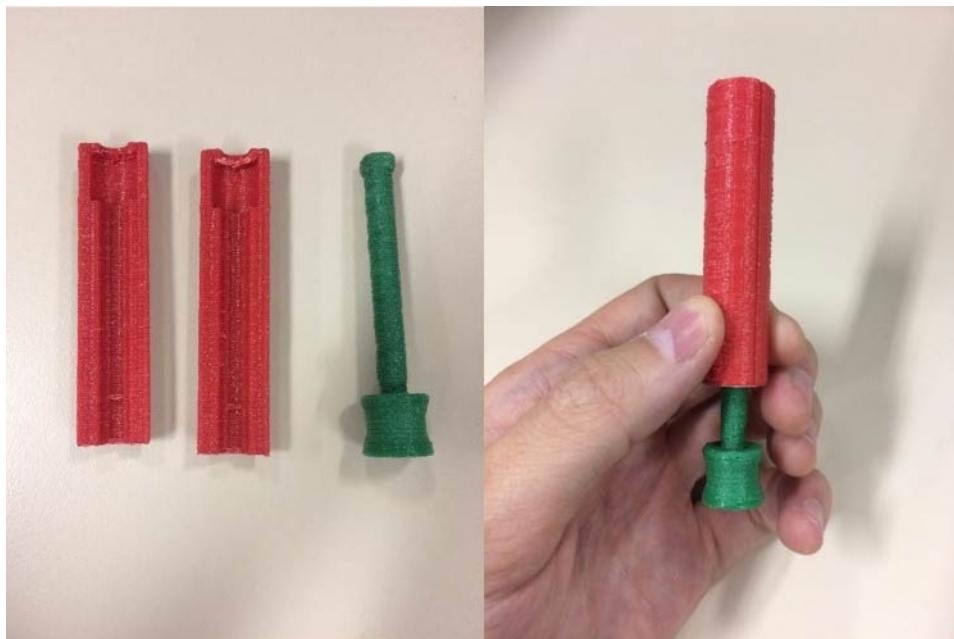


Figura 16 – Protótipo impresso em 3D da empunhadura modelada para eletrodo. Peças impressas separadas (à esquerda) e empunhadura montada (à direita).

Com o protótipo, foi possível verificar as medidas do dispositivo, confirmando o funcionamento da peça.

É importante ressaltar que além do eletrodo, sua empunhadura foi projetada de forma a ser descartada após cada procedimento cirúrgico, evitando contaminação entre pacientes.

Parte III

Discussão e Resultados

4 Discussão e Resultados

Analizando a “Eq. (1.23)” , a impedância do sistema sob o procedimento de ARF é dependente de diversos fatores que devem ser levados em consideração com o estudo do procedimento. Uma das principais dependências advém da apresentação do fator n , que representa o número de hastes presentes no eletrodo do tipo guarda-chuva, é possível visualizar que este fator possui alto impacto no valor final da impedância no momento, e com isso, é possível concluir que o aumento do número de hastes aumenta significativamente a impedância do sistema.

Importante atentar que as dimensões do fígado saudável (r_{ts}) e do tecido tumoral (r_{tt}) também são de grande importância para o valor da impedância do sistema. Também é importante ressaltar que esses valores são constantes durante um procedimento e são ligados ao caso específico de cada paciente. Com o maior volume de tecido, a impedância do sistema tende a ser maior, assim como o maior volume do tumor. É possível perceber que os termos dimensionais dos tecidos são ponderados por suas condutividades térmicas (λ_{ts} e λ_{tt}), variáveis de suma importância para o procedimento.

Além disso, outras variáveis importantes são as de resistência da haste selecionada para o eletrodo. A resistividade (ρ_e) e o comprimento das hastes (l_e) possuem comportamentos de proporcionalidade direta com a impedância do sistema, já a área de seção transversal da haste (A_e), que tem ligação com o diâmetro da haste escolhida, possui comportamento inversamente proporcional a impedância. Isso leva a concluir que é necessária grande atenção na escolha não só do material componente das hastes como nas suas dimensões.

É possível perceber que a impedância do sistema é dependente da estrutura do tecido hepático e suas dimensões, da estrutura do tumor e suas dimensões, dos parâmetros estruturais escolhidos durante a fabricação do eletrodo e das condutividades térmicas do tecido saudável e tumoral.

As condutividades térmicas possuem grande importância pois, com a queima do tecido tumoral e possível danificação do tecido saudável circuncidante, controlada pela potência de ablação e tempo de procedimento, as mesmas possuem seus valores alterados, portanto, seus valores não são constantes durante o procedimento de ablação. Com o decorrer do procedimento, as mudanças provocadas pela queima implicam em mudança

na condutividade térmica dos tecidos.

Além da impedância do sistema, para a quantidade de energia armazenada no volume, apresentada na “Eq. (1.19)”, é possível visualizar que, mais uma vez, os parâmetros dimensionais dos tecidos e suas condutividades térmicas tem importante presença pois esses também são necessários para a transferência de potência, e assim, calor do eletrodo para o tecido atingido. Percebe-se que o tecido tumoral possui maior parte da energia positiva armazenada no volume, uma vez que a principal transferência de calor é dada do eletrodo para o tumor, assim, o tumor tende a ser a parte que recebe maior aquecimento, como esperado no procedimento. Além, a condução de calor do tumor para o tecido saudável circuncidante é parte negativa da equação, uma vez que essa energia deixa o volume tumoral, causando danos ao tecido saudável do paciente. Durante o procedimento, o tempo de cirurgia e a potência do gerador de radiofrequência são ajustados de forma a atingir a necrose do tumor garantindo que os danos ao tecido saudável sejam menores permitindo assim a recuperação deste. A energia armazenada no tecido saudável tende a ser menor que a no tumor, uma vez que a temperatura no tecido tumoral (T_{tt}) é de valor menor que a temperatura do eletrodo (T_e), assim, a transferência de calor entre o tumor e o tecido saudável é menor, o que garante que, no momento de finalização do procedimento (decidido pelo aumento brusco da impedância, como apresentado anteriormente) o tecido tumoral encontra-se em necrose, e o tecido saudável permanece em situação de ser recuperado pelo organismo. Além disso, uma outra parcela deixa o tumor por indução, e não possui efeito sobre o tecido saudável.

Além da análise matemática do sistema, a elaboração de um eletrodo capaz de realizar o procedimento é fundamental. O eletrodo do tipo guarda-chuva de cinco hastes, projeto fabricado pelo autor, apresentou bom comportamento quando implementado à empunhadura, uma vez que foi possível realizar a abertura e fechamento do eletrodo sem que as hastes do mesmo fossem danificadas. Em questão da memorização, os fios memorizados apresentaram formas idênticas, uma vez que foram memorizados na mesma forma e apresentaram módulo de elasticidade e dureza ideal para a aplicação selecionada.

A empunhadura foi enviada para o Laboratório de Engenharia Biomédica como parte integrante do projeto *SOFIA* em parceria com o Ministério da Saúde e será aperfeiçoado pelos pesquisadores com o decorrer do projeto, porém, o protótipo impresso apresentou pleno funcionamento, sendo capaz de acoplar o eletrodo e realizar sua abertura e fechamento, mesmo com as ranhuras presentes em materiais impressos por impressoras de filamento.

Quanto a funcionalidade do eletrodo fabricado, o mesmo foi testado em procedimentos *in vivo* no centro cirúrgico de animais do departamento de medicina da Pontífica Universidade Católica de Goiás sob a supervisão técnica da Prof^a. Dr^a. Fátima Mrué. Todos os procedimentos realizados em parceria com o Laboratório de Engenharia Biomédica e com a observância dos preceitos regidos na Diretriz da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) e na Lei nº 11.740, de 2008 regulamentada pelo Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009.

Nos testes foram utilizados suínos fêmeas entre 15 *kg* e 20 *kg*, saudáveis e em jejum por 12 horas. Os animais foram anestesiados com 5 *mg* de *Ketamina Hydroclorídrica* e a manutenção com anestesia inflamatória de isofluorano. Foi utilizada intubação endotraqueal e suplementação de oxigênio.

Como o objetivo do teste era comprovar o funcionamento do eletrodo, foi realizada uma operação com tórax aberto e fígado exposto. Os procedimento de ablação foi realizado com potências de 10 *W* e 50 *W*. Na Figura 17 é apresentado um momento do procedimento.



Figura 17 – Procedimento de ablação com eletrodo guarda-chuva inserido juntamente a um sensor de temperatura (à esquerda) e em destaque, a imagem de um pirômetro digital durante o procedimento, apresentando o aumento de temperatura no local da ablação (à direita.)

O eletrodo apresentou bom funcionamento, sendo capaz de danificar e realizar a pirólise superficial da região, com necrose do tecido do fígado sem maiores problemas, mesmo com o fluxo sanguíneo sendo atuante no resfriamento do dispositivo (não considerado na análise matemática).

Parte IV

Conclusões

5 Conclusão

Os temas abordados neste trabalho tiveram bons resultados. A análise físico-matemática foi capaz de apresentar variáveis de importante consideração no procedimento de Ablação por Radiofrequência como a impedância e sua dependência do valor da condutividade térmica dos tecidos em estudo.

No Capítulo 1, é possível visualizar na “Eq. (1.23)” que além da condutividade térmica dos tecidos, os outros parâmetros apresentados são constantes durante todo o procedimento, portanto, no momento de *roll-off* (ponto de finalização do procedimento causado pelo aumento brusco da impedância) o único componente que pode causar o aumento da impedância é a mudança na condutividade térmica do tecido, uma vez que o tecido é o único que tem suas características alteradas pela queima. É importante ressaltar as limitações do modelo quanto a consideração do formato do volume de controle, além da eliminação das transferências de calor causadas pelo fluxo sanguíneo no local.

Além da análise físico-matemática, no capítulo 2, foi apresentado o procedimento de fabricação do eletrodo do tipo guarda-chuva para o procedimento. O eletrodo fabricado apresentou bons resultados quando testado *in vivo* e acoplado a empunhadura, foi capaz de atuar de forma muito satisfatória no procedimento realizado, realizando a queima do tecido hepático suíno e apresentando indícios de necrose tecidual, comprovando a eficiência do dispositivo fabricado e da técnica de ARF.

Com a realização desse trabalho, foi possível adentrar cada vez mais no ramo do conhecimento em Engenharia Biomédica, realizando um trabalho multidisciplinar com profissionais de diversas áreas, e pretende-se a continuação dos trabalhos a fim de encontrar um modelo melhor para a transferência de calor e energia durante o procedimento de ARF.

Referências

- ANASTÁCIO R., D. L. R. T. M. T. A. A. . P. A. C. Comparação entre técnicas para segmentação automática de fígado utilizando crescimento de região. In: *Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde*. [S.l.: s.n.], 2015. v. 5, n. 4, p. 7061. Citado na página 21.
- BANGARD C., R. S. W. R. W. R. H. M. R. H. . L. K. J. Large-volume multi-tined expandable rf ablation in pig livers: comparison of 2d and volumetric measurements of the ablation zone. In: *European Radiology*. [S.l.: s.n.], 2010. v. 20, n. 5, p. 1073–1078. Citado na página 21.
- BURDÍO F., T. P. Q.-D. R. B. E. N. A. P. I. . G. L. Distant infusion of saline may enlarge coagulation volume during radiofrequency ablation of liver tissue using cool-tip electrodes without impairing predictability. In: *American Journal of Roentgenology*. [S.l.: s.n.], 2011. v. 196, n. 6, p. W837–W843. Citado na página 21.
- CARVALHO G. F., D. S. R. M. V. D. M. F. J. J. M. P. F. R. O. A. D. O. M. J. . N. M. M. D. Avaliação dos efeitos da radiofrequência no tecido conjuntivo. 2011. Citado na página 21.
- DOMINGUES, J. Modelagem matemática de um tratamento de câncer utilizando o modelo de gompertz. In: *Revista Ciência e Tecnologia*. [S.l.: s.n.], 2012. v. 15, n. 27, p. 09–14. Citado na página 21.
- IANNITTI D.A., D. D. E. M.-S. W. W. . M. B. Hepatic radiofrequency ablation. In: *Archives of Surgery*. [S.l.: s.n.], 2002. v. 137, n. 4, p. 422–427. Citado na página 21.
- JIANG Y., C. W. R. M. C. . V. A. C. Solução analítica da distribuição de temperatura na ablação por radiofrequência devido a um ponto com uma fonte de corrente elétrica. In: *XXX Congresso Nacional de Matemática Aplicada e Computacional*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 01–06. Citado na página 22.
- LIMA R.C.F., L. P. G. C. D. C. D. D. S. G. D. Modelagem da biotransferência de calor no tratamento por hipertermia de tumores pelo mvf. In: *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. [S.l.: s.n.], 2006. v. 22, n. 2, p. 119–129. Citado na página 22.
- MARQUES, M. P. Implementação de sistema de controle de ablação hepática por radiofrequência guiado por imagem utilizando eletrodo de niti. 2011. Citado na página 39.
- MCGAHAN J. P., L. S. B. F. J. . P. E. E. B. J. M. M. W. L. . L. C. S. Maximizing parameters for tissue ablation by using an internally cooled electrode 1. In: *Radiology*. [S.l.: s.n.], 2010. v. 256, n. 2, p. 397–405. Citado na página 21.
- PEARSON ROBERT GARABEDIAN, R. F. R. C. Invasive ablation probe with non-coring distal tip us 20120220994 a1. 2012. Citado na página 44.
- RABELLO F. B., S. C. D. . F. J. J. A. Update on hypertrophic scar treatment. In: *Clinics*. [S.l.: s.n.], 2014. v. 68, n. 8, p. 565–573. Citado na página 21.

STOFFNER R., K. C. S. P. H. M. W. G. . B. R. J. Multipolar radiofrequency ablation using 4–6 applicators simultaneously: a study in the ex vivo bovine liver. In: *European Journal of Radiology*. [S.l.: s.n.], 2012. v. 81, n. 10, p. 2568–2575. Citado na página [22](#).

T. SOLBIATI L., M. F. E. A. L. Treatment of focal liver tumors with percutaneous radio-frequency ablation: complications encountered in a multicenter study. In: *Radiology*. [S.l.: s.n.], 2003. v. 226, n. 4, p. 41–51. Citado na página [22](#).

Anexos

ANEXO A – Experimentos *in vivo*

Resultados dos experimentos *in vivo* realizados no centro cirúrgico de animais do departamento de medicina da Pontífica Universidade Católica de Goiás sob a supervisão técnica da Prof^a. Dr^a. Fátima Mrué. Todos os procedimentos realizados em parceria com o Laboratório de Engenharia Biomédica e com a observância dos preceitos regidos na Diretriz da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) e na Lei nº 11.740, de 2008 regulamentada pelo Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009.

Os resultados dos testes foram obtidos pelo sistema *SOFIA* e foram disponibilizados pelo Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília.

Meta 1

Eletrodo Guarda-Chuva

Neste Experimento foi utilizado o eletrodo do tipo guarda-chuva e os diferentes modos de operação do sistema SOFIA. É notável que devido ao roll-off ter ocorrido em um tempo relativamente curto, não se pôde verificar um aumento gradual da potência como esperado.

Experimento 1

Suíno Nº = Segundo Suíno

Tensão Média	Potência	Impedância	Tempo Roll-off	Tempo Final
90V	10W	793Ω	-	12:00s

Experimento 2

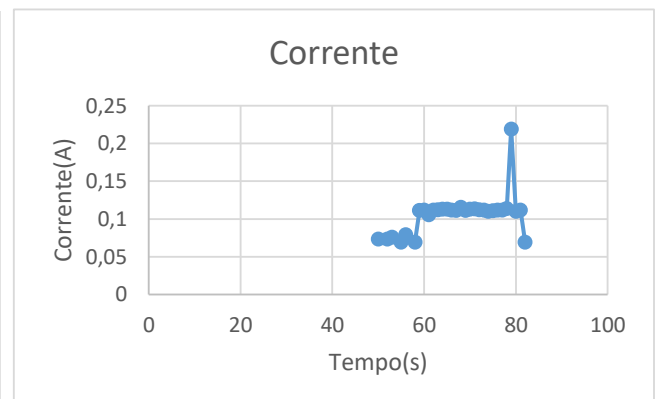
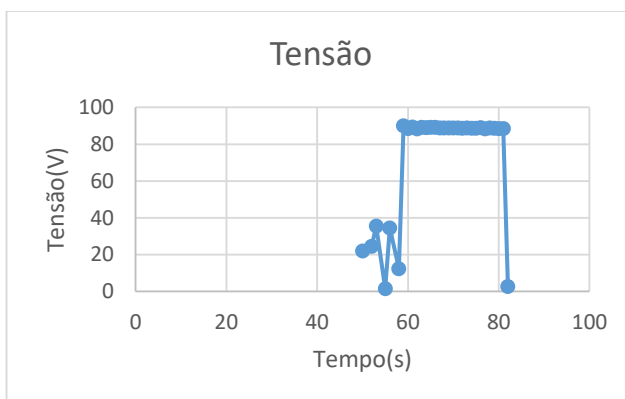
Suíno Nº = Segundo Suíno

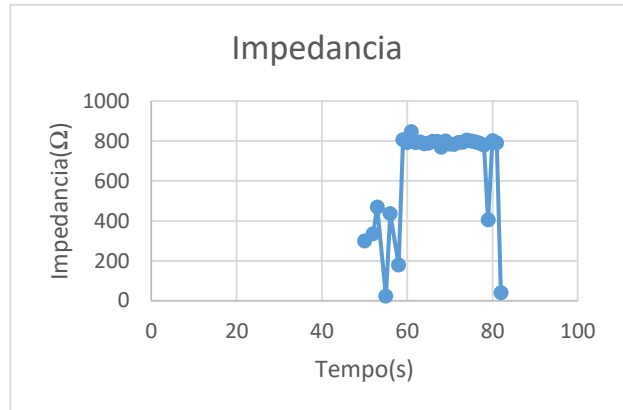
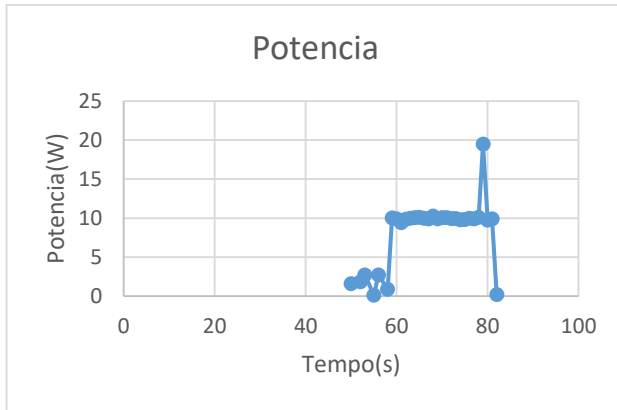
Tensão Média	Potência	Impedância	Tempo Roll-off	Tempo Final
-	50W	147Ω	0:14s	0:14s

Experimento 3 (OBS: A potência estabilizou-se apenas em 0:59s)

Suíno Nº = Segundo Suíno

Tensão Média	Potência	Impedância	Tempo Roll-off	Tempo Final
88.91	10W	806Ω	1:34s	2:49s





Meta 3

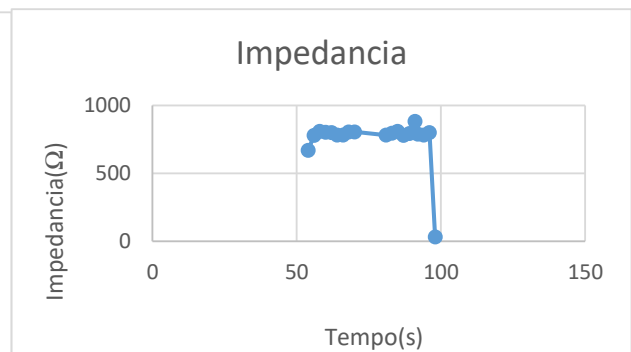
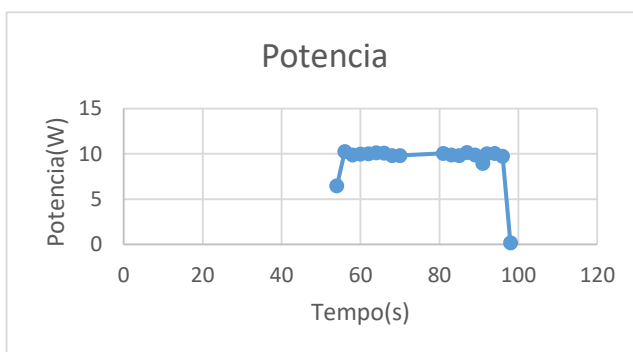
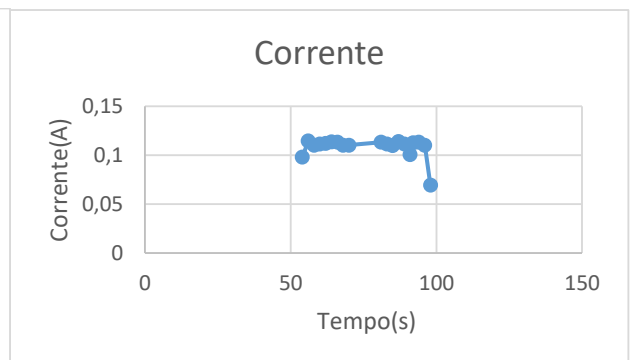
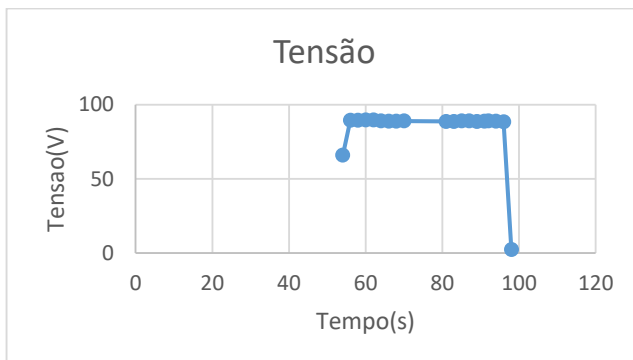
Com Acelerador

Este experimento foi realizado inserindo-se o material acelerador no local da ablação com o intuito de atestar sua influência na área de queima e no tempo de ablação em relação ao experimento realizado sem o acelerador.

Experimento 4 (OBS: A potência só estabilizou em 0:54s)

Suíno Nº = Segundo Suíno

Tensão Média	Potência	Impedância	Tempo Roll-off	Tempo Final
88.97	10W	779 Ω	1:28s	2:03s



ANEXO B – Protocolo de Fabricação do Eletrodo

Protocolo para fabricação do eletrodo do tipo guarda-chuva para procedimentos de ablação por radiofrequência de carcinomas hepatocelulares.

O protocolo foi escrito e desenvolvido pelo autor e foram entregues como resultado de pesquisa ao Laboratório de Engenharia Biomédica (LaB) da Universidade de Brasília.

Protocolo de Fabricação de Eletrodo Guarda - Chuva

O procedimento de ARF depende em grande instância da correta fabricação de um eletrodo capaz de realizar uma operação minimamente invasiva e com mínimos efeitos colaterais ao paciente, alcançando assim um tempo de recuperação reduzido se comparado à outras técnicas para remoção tumoral no tecido hepático.

Durante o procedimento, o eletrodo pode alcançar temperaturas próximas aos 100°C, mesmo com a necrose do tecido sendo considerada entre 50°C e 60°C. O dano às células é considerado irreversível uma vez que o procedimento necrosa o tecido tumoral com a desnaturação da membrana da célula.

Primeiramente, o eletrodo fechado deve ser inserido até alcançar o tumor, e então, deve ser aberto para início do procedimento, como apresentado na Figura 1.

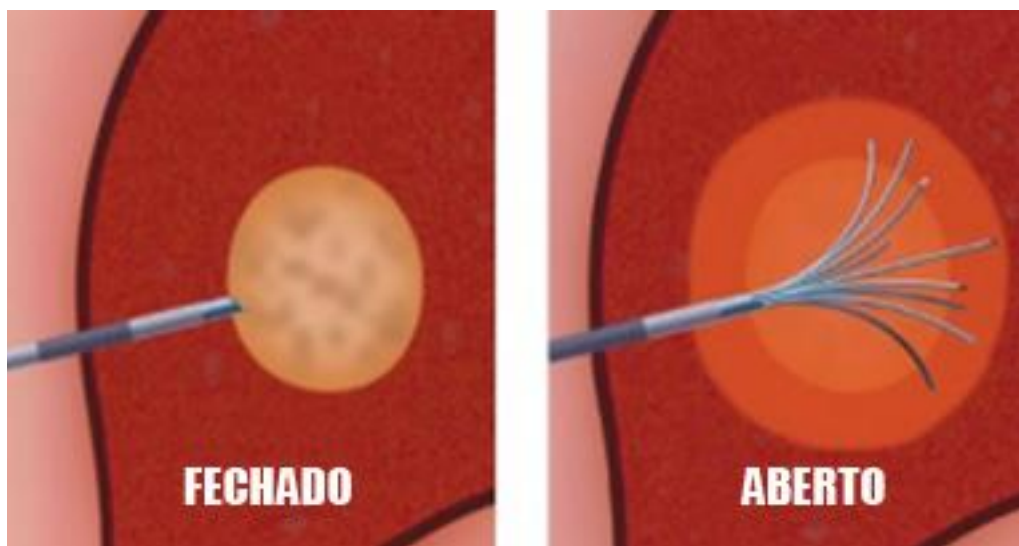


Figura 1: Ilustração do eletrodo guarda-chuva apresentando os momentos de procedimento com eletrodo fechado e aberto. (Adaptado – *Google Imagens*)

Ao início do procedimento, o tumor é aquecido de seu centro para as extremidades pela condução térmica, causando lesão ao tecido e alterando sua propriedade de condutividade térmica. Com a alteração desta causada pela necrose do tecido, há um aumento repentino do valor da impedância. Nesse momento, há diminuição da transferência de potência pelo equipamento e o procedimento é finalizado.

Para o projeto *SOFIA*, é sugerida a fabricação de um eletrodo guarda-chuva para a execução do procedimento de Ablação por Radiofrequência.

Fios para o Formato Guarda - Chuva

Para os fios do eletrodo guarda-chuva, foi adotado o uso de uma liga de níquel-titânio (NiTi) conhecida por Nitinol. Essa liga é utilizada em eletrodos devido a sua biocompatibilidade, além de ser ideal para o uso em um eletrodo guarda-chuva pois seu menor módulo de elasticidade permite a abertura e fechamento do eletrodo sem que haja danos aos fios.

Além disso, o NiTi possui propriedades de memória de forma e super elasticidade, o que possibilita a memorização da liga na forma desejada para o eletrodo guarda-chuva.

Para a fabricação do eletrodo, foram utilizados fios de NiTi de arco ortodôntico, uma vez que este é amplamente utilizado em aplicação de aparelhos ortodônticos e facilmente encontrado para venda. O fio selecionado para a fabricação é um fio de arco ortodôntico de ponta redonda com 0,45mm de diâmetro e curvatura de 90°, mostrado nas Figuras 2 e 3. O mesmo foi selecionado por apresentar um diâmetro médio com base em outros modelos fabricados, o suficiente para a penetração no tecido hepático sem que sua estrutura seja danificada durante o processo de memorização e de ARF.



Figuras 2 e 3: Fio de NiTi utilizado para fabricação do eletrodo para o equipamento *SOFIA*.

Para a memorização do NiTi, foram utilizados moldes de tubos de Aço Inox, mostrados na Figura 4 uma vez que esse possui temperatura de fusão superior ao NiTi e portanto não será danificado durante o processo de memorização.



Figura 4: Moldes de Aço Inox utilizados no processo de memorização do NiTi.

A partir disso, deve-se inserir cuidadosamente os fios de NiTi a partir de uma das extremidades do molde até que seja possível visualizar o mesmo na outra extremidade do molde, ou até que o mesmo esteja inserido suficientemente na volta apresentada no molde, como mostrado na Figura 5.

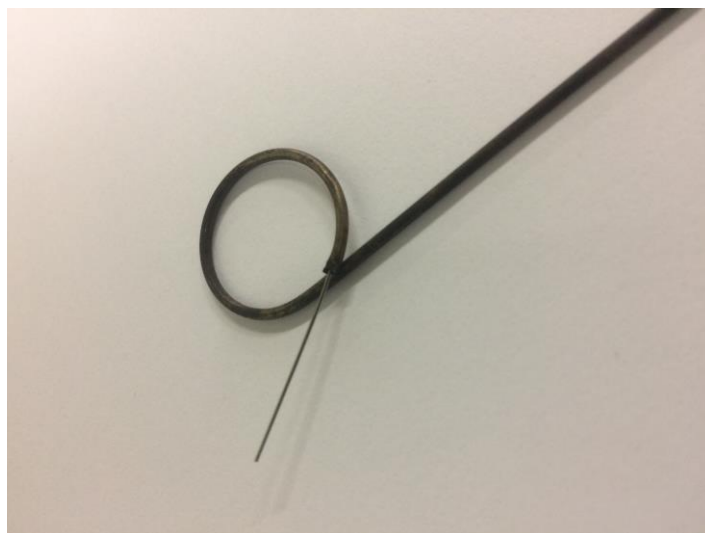


Figura 5: Fios de NiTi inseridos no molde de Aço Inox para processo de memorização.

Para o início do processo, um forno deve ser pré-aquecido na temperatura de 500°C e, após isso, os moldes devem ser inseridos cuidadosamente no interior do forno, onde devem ser mantidos durante o tempo de 30 minutos, considerado um tempo ótimo para essa temperatura, uma vez que, com temperaturas maiores que 500°C, há encruamento do material com aumento de rigidez.

O forno utilizado para a fabricação encontra-se no Laboratório de Caracterização de Materiais, *Campus FGA* da Universidade de Brasília, mostrado na Figura 6.



Figura 6: Forno utilizado na memorização dos fios de NiTi.

Após o tempo de 30 minutos, os moldes devem ser retirados do forno e colocados em local que permita o resfriamento do mesmo. Após o resfriamento, os fios devem ser retirados do molde com o auxílio de um alicate. Após o processo, o fio deverá manter sua forma, como mostrado na Figura 7.

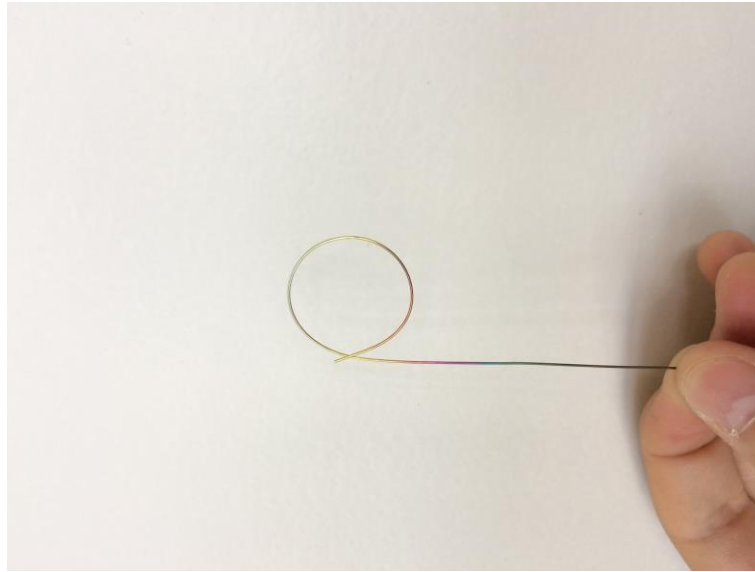


Figura 7: Fio de NiTi após processo de memorização.

É possível observar que o fio de NiTi pode apresentar colorações diferentes após a memorização, o que é causado pela formação de Óxido de Titânio (TiO_2) na superfície dos fios, resultante do tratamento térmico.

Soldagem dos Fios de NiTi

Após a memorização dos fios, os mesmos devem ser fixados a uma haste do mesmo material para posterior soldagem. Para a fixação, foi utilizada uma mola de aparelho ortodôntico de NiTi. A mesma foi escolhida pela maior facilidade no momento de fixação dos fios na haste de NiTi, mostrado na Figura 8, portanto, o método de fixação não deve ter maior importância, uma vez que o mesmo deve apenas fazer com que os fios não se movam até o momento da soldagem. Outros métodos podem ser utilizados, como tubos termorretráteis, tubos de látex, entre outros.

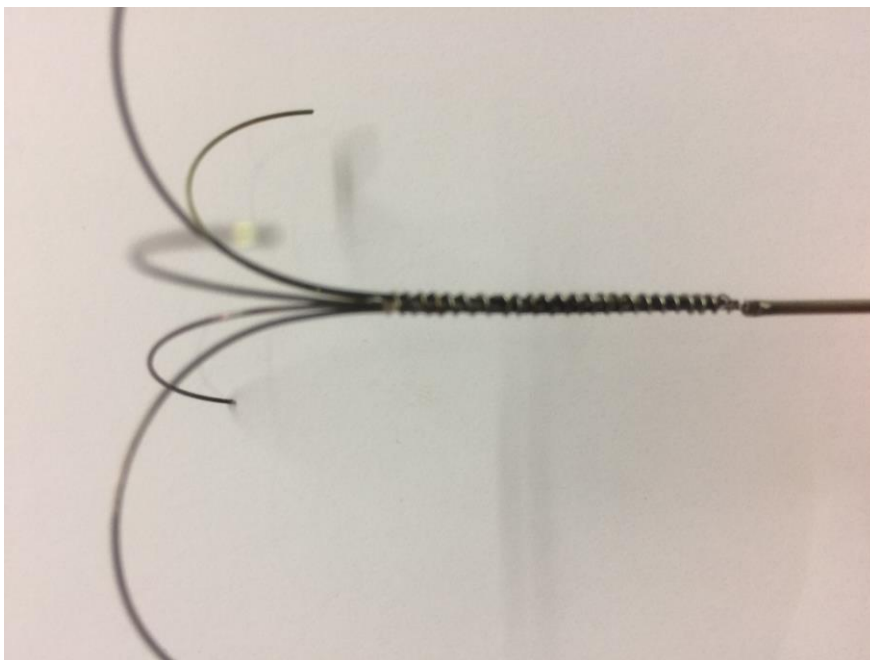


Figura 8: Fios de NiTi fixados com o uso de mola ortodântica em haste de NiTi.

Após fixação, o eletrodo deve ser mandado para soldagem a *laser*. Nesse caso, não é possível utilizar soldagem convencional, uma vez que a mesma pode inserir componentes que prejudiquem a biocompatibilidade do eletrodo fabricado.

A soldagem a *laser* é uma opção de soldagem para casos de materiais de difícil aderência e com formas não-convencionais. A soldagem foi realizada pela empresa *LaserTools*, a qual recebeu os fios de NiTi fixados a uma haste de ponta circular de NiTi com aproximadamente 0,6mm de diâmetro.

Após a soldagem, a empresa reenviou o eletrodo soldado de forma correta, como apresentado na Figura 9. Assim, o processo de fabricação do eletrodo do tipo guarda-chuva é finalizado.

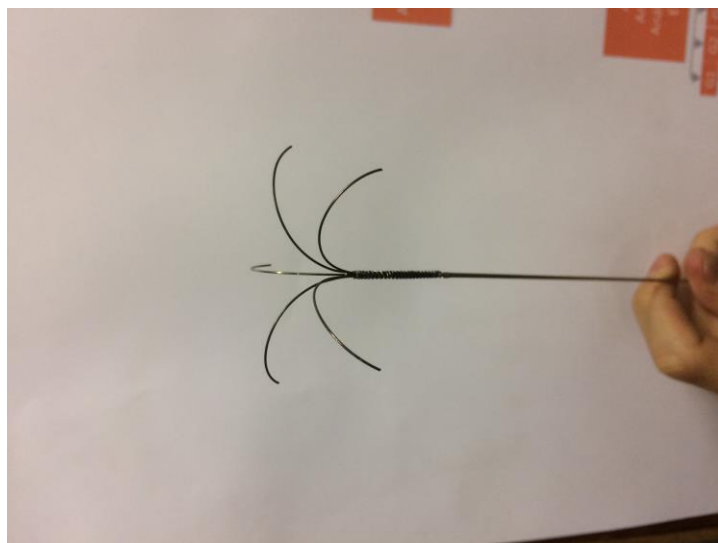


Figura 9: Eletrodo guarda-chuva para ARF finalizado.