

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

Módulo esofágico para resfriamento durante cirurgia de ablação cardíaca por radiofrequência

Autora: Priscilla Costa de Souza
Orientadora: Prof. Dra. Suélia de Siqueira R. F. Rosa
Coorientadora: Ma. Sylvia de Sousa Faria

Brasília, DF
2019



Priscilla Costa de Souza

Módulo esofágico para resfriamento durante cirurgia de ablação cardíaca por radiofrequência

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: Prof. Dra. Suélio de Siqueira R. F. Rosa

Coorientador: Ma. Sylvia de Sousa Faria

Brasília, DF

2019

Priscilla Costa de Souza

Módulo esofágico para resfriamento durante cirurgia de ablação cardíaca por radiofrequência/ Priscilla Costa de Souza. – Brasília, DF, 2019-

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

Orientador: Prof. Dra. Suélia de Siqueira R. F. Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2019.

1. Instrumentação biomédica. 2. Modelagem matemática. I. Prof. Dra. Suélia de Siqueira R. F. Rosa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Módulo esofágico para resfriamento durante cirurgia de ablação cardíaca por radiofrequência

CDU 02:141:005.6

Priscilla Costa de Souza

Módulo esofágico para resfriamento durante cirurgia de ablação cardíaca por radiofrequência

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 2019:

**Prof. Dra. Suélia de Siqueira R. F.
Rosa**
Orientadora

Ma. Sylvia de Sousa Faria
Coorientadora

Prof. Dr. Mário Fabrício Fleury Rosa
Convidado

Ma. Andrea Campos
Convidada

Ma. Luciana Alves
Convidada

Brasília, DF
2019

Dedico este trabalho aos meus pais, que sempre disseram que eu poderia ser o que eu quisesse, inclusive engenheira.

Amo vocês.

Agradecimentos

Agradeço a Deus, pois creio que Ele é o Criador e Sustentador de toda a criação, e que dEle recebi vida, respiração e as demais coisas. Rendo ao Senhor ações de graças pois creio que Ele é soberano e pessoal, que tudo acontece conforme Sua boa e perfeita vontade, inclusive este trabalho. Rendo ao Senhor ações de graças pois creio que tudo de bom vem dEle, inclusive a inteligência, a engenharia e a ciência.

Agradeço aos meus pais, que fizeram tanto por mim durante toda a minha vida. Por eles fui (e sou) amada, cuidada, disciplinada, guiada e apoiada. Este trabalho - e na verdade, minha graduação - não teria acontecido se eles não estivessem sempre comigo.

Agradeço à minha irmã mais nova, que no meio do meu estresse de escrita - ou no meio de qualquer estresse, na verdade -, sempre tem a capacidade de me fazer rir.

Agradeço à minha coorientadora Sylvia, por tanta paciência e a proximidade que teve comigo no desenvolvimento deste trabalho. Ele não seria possível sem a sua companhia e constante apoio. Muito obrigada.

Agradeço de todo coração à minha orientadora e professora Suélia, que desde a primeira vez que nos conhecemos me tratou com tanto carinho que fui cativada. Agradeço ao exemplo que ela é para mim como engenheira, como mulher, como professora. Professora, a senhora me deu muito mais que conhecimento. Eu e minha família somos muito gratos ao Senhor por sua vida. Agradeço pela honra de ter o seu nome na capa e nas páginas deste trabalho.

“Ó profundidade da riqueza, tanto da sabedoria como do conhecimento de Deus! Quão insondáveis são os seus juízos, e quão inescrutáveis, os seus caminhos! Quem, pois, conheceu a mente do Senhor? Ou quem foi o seu conselheiro? Ou quem primeiro deu a ele para que lhe venha a ser restituído? Porque dele, e por meio dele, e para ele são todas as coisas. A ele, pois, a glória eternamente. Amém!
(Bíblia Sagrada, Romanos 11, 33-36)

Resumo

Este trabalho propõe a melhoria da distribuição de calor durante a ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF) por resfriamento do esôfago, para evitar lesões reversíveis ou não no tecido, como a fístula atrio-esofágica (FAE). Para isso, utilizando soluções de engenharia, são apresentados três estudos: a implementação de um cateter esofágico de resfriamento, um artigo científico e um resumo científico. O cateter foi desenvolvido com moldes por imersão no látex. Os dispositivos eletrônicos escolhidos para realizarem o monitoramento e o resfriamento de temperatura foram termistores e dispositivos Peltier. O cateter inclui uma estrutura interna para passagem de água, de forma a resfriar a face quente do dispositivo Peltier por convecção. Para experimentos futuros, foi desenvolvido um circuito de aquisição de temperatura, ainda não implementado. No experimento foi bombeada água a temperatura ambiente para o interior do cateter, e um controlador termoeletrônico com termistor de referência controlou o Peltier. Nele foi inserida uma temperatura desejada de 10°C; porém, o Peltier resfriou até 26,1°C e queimou. O artigo científico submetido ao XII Simpósio de Engenharia Biomédica apresenta uma simulação computacional da propagação do calor durante a ACRF com e sem resfriamento da parede esofágica (PE). Essa análise foi realizada no software COMSOL. Nele foi criado um modelo computacional gráfico simplificado em 2D para a obtenção de dados da distribuição da temperatura na região afetada pelo eletrodo de ablação (parte do coração, do esôfago e gordura entre eles), pela equação de biotransferência de Pennes. No resultado das simulações, foi observado que com o resfriamento a diferença foi em média de 5,12°C para as diferentes simulações da temperatura do eletrodo; na distribuição de temperatura no limite entre a gordura e a PE, com o resfriamento as temperaturas diminuíram em média 13,79°C. Esses resultados demonstram que o resfriamento na parede interna do esôfago foi efetivo em diminuir as temperaturas em outras regiões. Por fim, foi realizado um resumo sobre a simulação do resfriamento da PE durante o procedimento de ACRF, relatando um experimento em bancada que simulou o monitoramento da temperatura e o resfriamento da PE, submetido ao III Simpósio de Ciências e Tecnologias em Saúde. O sistema físico para simular o tecido biológico foi um gel de ágar-ágar, com um eletrodo comercial de ACRF, termistores e dispositivos Peltier. Na simulação computacional foi utilizado um modelo simplificado 2D, onde foi visualizada boa influência do resfriamento na PE. No experimento observaram-se temperaturas iguais ou inferiores a 36°C em posições correspondentes à região ocupada pela PE. Assim, nesta coleção de estudos para apresentação deste trabalho de conclusão de curso, foi concluído que o método de resfriamento da PE pode promover uma maior segurança ao procedimento da ACRF, e que são necessários estudos mais aprofundados nesta área.

Palavras-chaves: Fístula Átrio-esofágica. Resfriamento. Peltier. Cateter. Látex.

Abstract

This paper proposes the improvement of heat distribution during cardiac ablation with a radiofrequency catheter (CARF) by esophageal cooling to prevent reversible or non-reversible tissue damage, such as atrioesophageal fistula (AEF). For this, using engineering solutions, three studies are presented: the implementation of an esophageal cooling catheter, a scientific article and a scientific summary. The catheter was developed with latex dip molds. The electronic devices chosen to perform temperature monitoring and cooling were thermistors and Peltier devices. The catheter includes an internal structure for water passage to cool the hot face of the Peltier device by convection. For future experiments, a temperature acquisition circuit, not yet implemented, was developed. In the experiment water was pumped at room temperature into the catheter, and a thermoelectric controller with reference thermistor controlled the Peltier. In it was inserted a desired temperature of 10°C; however, the Peltier cooled to 26.1°C and burned. The scientific paper submitted to the XII Symposium of Biomedical Engineering presents a computational simulation of heat propagation during the CARF with and without esophageal wall (EW) cooling. This analysis was performed in the COMSOL software. In it was created a simplified 2D computer graphic model to obtain data of temperature distribution in the region affected by the ablation electrode (part of the heart, esophagus and fat between them), by Pennes biotransference equation. In the results of the simulations, it was observed that with cooling the difference was on average 5.12°C for the different simulations of the electrode temperature; in the temperature distribution at the limit between fat and EW with cooling, the temperatures decreased on average 13.79°C. These results demonstrate that cooling in the esophageal inner wall was effective in decreasing temperatures in other regions. Finally, a summary of the EW cooling simulation was performed during the CARF procedure, reporting a benchtop experiment that simulated temperature monitoring and EW cooling, submitted to the III Symposium on Health Sciences and Technologies. The physical solution for simulating biological tissue was an agar gel, with a commercial CARF electrode, thermistors, and Peltier devices. In the computer simulation, a simplified 2D model was used, where a good influence of cooling on the EW was visualized. In the experiment, temperatures equal to or below 36°C were observed in positions corresponding to the region occupied by the EW. Thus, in this collection of studies to present this course conclusion paper, it was concluded that the EW cooling method can promote greater safety to the CARF procedure, and that further studies in this area are needed.

Key-words: Atrio-esophageal fistula. Cooling. Peltier. Catheter. Latex.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Reconstrução tomográfica computadorizada tridimensional do átrio esquerdo em relação ao esôfago. Fonte: (CUMMINGS et al., 2014).	30
Figura 2 – Termistores escolhidos para desenvolvimento do circuito de aquisição de temperatura. Fonte: (FARIA, 2018).	31
Figura 3 – Peltier CP60133 da empresa CUIINC. Imagem retirada do <i>datasheet</i>	32
Figura 4 – Látex sendo coletado de uma seringueira, <i>Hevea brasiliensis</i> . Fonte: Wikimedia Commons.	33
Figura 5 – Visualização do molde em 3D para o módulo. Fonte: (FARIA, 2018).	34
Figura 6 – Visualização do molde em 3D para o módulo com a disposição dos termistores e dispositivos Peltier. Fonte: (FARIA, 2018).	34
Figura 7 – Visualização da estrutura interna em 3D do módulo. Fonte: (FARIA, 2018).	35
Figura 8 – Visualização em 3D dos raios da estrutura interna do módulo.	37
Figura 9 – Materiais dispostos e moldes sem nenhum banho.	38
Figura 10 – Materiais utilizados para a produção do módulo.	38
Figura 11 – Fluxograma do procedimento de criação do módulo.	39
Figura 12 – Procedimentos de secagem na estufa e descanso das peças banhadas.	39
Figura 13 – Resultados da implementação da conexão entre os lados do cateter.	40
Figura 14 – Resultados do cateter implementado com látex.	41
Figura 15 – Esquemático do circuito da aquisição de temperatura feito no no <i>software Easy EDA</i>	42
Figura 16 – PCB do circuito de termistores gerado no <i>software Easy EDA</i>	43
Figura 17 – Dispositivo Peltier encaixado no cateter.	44
Figura 18 – Controlador TC 48-20 da <i>TE Technology</i> . Fonte: Site comercial da empresa.	44
Figura 19 – Termistor de referência MP-3193 da <i>TE Technology</i> . Fonte: Site comercial da empresa.	45
Figura 20 – Termistor de referência em contato com o dispositivo Peltier no cateter.	45
Figura 21 – Cateter conectado à bomba de água pela mangueira de entrada.	46
Figura 22 – Representação do modelo 2D utilizado na simulação da ACRF com o modelo de distribuição das diferentes condições de contorno simuladas.	52
Figura 23 – Medidas das porções simuladas de cada tecido.	53
Figura 24 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e= 50^{\circ}\text{C}$ e $T_a= 37^{\circ}\text{C}$	54
Figura 25 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e= 50^{\circ}\text{C}$ e $T_r= 0^{\circ}\text{C}$	54
Figura 26 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e= 80^{\circ}\text{C}$ e $T_a= 37^{\circ}\text{C}$	55
Figura 27 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e= 80^{\circ}\text{C}$ e $T_r= 0^{\circ}\text{C}$	55

Figura 28 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e= 100^\circ\text{C}$ e $T_a= 37^\circ\text{C}$. . .	56
Figura 29 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e= 100^\circ\text{C}$ e $T_r= 0^\circ\text{C}$. . .	56

Lista de tabelas

Tabela 1 – Temperaturas de trabalho do cateter. Fonte: (FARIA, 2018)	32
Tabela 2 – Especificações do dispositivo Peltier. Fonte: <i>Datasheet</i>	33
Tabela 3 – Descrição dos componentes utilizados na implementação da placa de aquisição de temperatura. Fonte: (FARIA, 2018)	42
Tabela 4 – Parâmetros utilizados para a simulação dos tecidos	53
Tabela 5 – Temperaturas obtidas no limite entre a parede do átrio e a gordura com e sem resfriamento da parede do esôfago.	57
Tabela 6 – Temperaturas obtidas no limite entre a parede do átrio e a gordura com e sem resfriamento da parede do esôfago.	57

Lista de abreviaturas e siglas

FA	Fibrilação Atrial
ACRF	Ablação cardíaca por cateter por radiofrequência
FAE	Fístula átrio-esofágica
EKG	Eletrocardiograma
PE	Parede esofágica
AC	Arritmia cardíaca
AE	Átrio esquerdo
RF	Radiofrequência
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
FUB	Fundação Universidade de Brasília
UnB	Universidade de Brasília
FGA	Faculdade do Gama

Lista de símbolos

T	Temperatura
ρ	Densidade
C	Calor específico
k	Condutividade térmica
Q_m	Taxa metabólica de geração de calor
Q_r	Fontes regionais de calor
σ	Condutividade elétrica

Sumário

	Introdução	25
1	DESENVOLVIMENTO DO CATETER ESOFÁGICO DE LÁTEX E TESTES INICIAIS COM PELTIER	29
1.1	Módulo	29
1.1.1	Fístula Átrio-Esofágica	29
1.1.2	Termistores e Dispositivos Peltier	30
1.1.2.1	Termistores	30
1.1.2.2	Dispositivos Peltier	31
1.1.3	Látex	33
1.1.4	Estrutura	34
1.1.4.1	Estrutura interna - implementação do furo entre as peças	35
1.2	Implementação do módulo	37
1.2.1	Materiais	37
1.2.2	Fluxograma para a obtenção das peças do módulo em látex	38
1.3	Resultados	40
1.3.1	Módulo implementado	40
1.3.2	Circuito	41
1.3.3	Experimento simplificado	43
1.4	Conclusão	46
2	ESTUDO SOBRE A PROPAGAÇÃO DO CALOR DURANTE O PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO CARDÍACA COM E SEM RESFRIAMENTO DA PAREDE ESOFÁGICA	49
2.1	Autores	49
2.2	Resumo	49
2.3	Introdução	50
2.4	Métodos	51
2.5	Resultados	54
2.5.1	Simulação para a temperatura $T_e = 50^\circ\text{C}$	54
2.5.2	Simulação para a temperatura $T_e = 80^\circ\text{C}$	55
2.5.3	Simulação para a temperatura $T_e = 100^\circ\text{C}$	55
2.6	Discussão	56
2.7	Conclusão	57
2.8	Agradecimentos	58

3	SIMULAÇÃO DO RESFRIAMENTO DA PAREDE ESOFÁGICA DURANTE O PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO CARDÍACA POR RADIOFREQUÊNCIA	59
3.1	Autores	59
3.2	Introdução	59
3.3	Objetivos	60
3.4	Métodos	60
3.5	Resultados	60
3.6	Conclusão	60
3.7	Descritores	61
3.8	Agradecimentos e apoio	61
	Conclusão	63
	REFERÊNCIAS	65
	ANEXOS	69
	ANEXO A – PRIMEIRO ANEXO	71
	ANEXO B – SEGUNDO ANEXO	73
	ANEXO C – TERCEIRO ANEXO	75
	ANEXO D – QUARTO ANEXO	77

Introdução

A Fibrilação Atrial (FA) é a arritmia cardíaca sustentada mais frequente na prática clínica, e sua prevalência aumenta consideravelmente com a idade (MAGALHÃES et al., 2016; OLIVEIRA, 2015; BREDA et al., 2010). Por ser uma doença com alta morbidade, os custos com assistência médica são significativos e acabam impactando a vida do paciente (WANG et al., 2009). Este impacto se deve à associação da FA ao aumento das taxas de morte, acidente vascular cerebral, eventos tromboembólicos, insuficiência cardíaca, hospitalizações, qualidade de vida degradada, capacidade reduzida de exercício e disfunção ventricular esquerda (CAMM et al., 2010). De acordo com as II Diretrizes Brasileiras de Fibrilação Atrial (MAGALHÃES et al., 2016), a FA se tornou um importante problema de saúde pública, com grande consumo de recursos em saúde. Sua prevalência na população geral foi estimada entre 0,5 e 1%; no entanto, existe a possibilidade de esses números serem ainda maiores, uma vez que muitos casos (entre 10 a 25%) a doença é assintomática (MAGALHÃES et al., 2016). A FA acomete 1,5 milhões de brasileiros (OLIVEIRA, 2015), e de acordo com a SOBRAC (Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas), a estimativa é que de 5 a 10% dos brasileiros terão essa arritmia cardíaca.

De acordo com January et al. (2014), a FA é diagnosticada da seguinte maneira: 1) O eletrocardiograma (ECG) de superfície mostra intervalos RR 'absolutamente' irregulares (a FA é, às vezes, chamada de arritmia absoluta), ou seja, intervalos de RR que não seguem um padrão repetitivo; 2) Não há ondas P distintas no ECG de superfície; 3) A duração do ciclo atrial - isto é, intervalo entre duas ativações atriais -, quando visível, é geralmente irregular e maior que 300bpm. Logo, a FA é uma taquiarritmia supraventricular com ativação atrial descoordenada, levando a contrações atriais ineficazes (JANUARY et al., 2014; CAMM et al., 2010).

Uma forma de tratamento em pacientes com FA é a utilização de medicamentos para manutenção do ritmo sinusal, mas é comprometida pela eficácia limitada, pelos efeitos colaterais e pelas questões de segurança (OLIVEIRA, 2015). Devido a esse comprometimento, na última década a ablação por cateter tem consolidado-se como opção terapêutica em pacientes com FA, com considerável eficácia e segurança (OLIVEIRA, 2015). Esse avanço resultou em aumento nas evidências de que, em algumas situações, a ablação pode ser considerada superior ao tratamento farmacológico (MORILLO et al., 2014). A ablação pode ser realizada com diversas fontes de energia: crioablação, microondas e radiofrequência (KHARGI et al., 2011; Ferreira GOMES JÚNIOR et al., 2008).

A ablação cardíaca por cateter por radiofrequência (ACRF) é a mais utilizada atualmente (KHARGI et al., 2011), e considerada efetiva na reversão e manutenção do

ritmo sinusal, no seguimento a curto e médio prazo (BREDA et al., 2010). A ACRF é realizada com um cateter, que é utilizado para gerar calor por meio de correntes elétricas com frequência na faixa de radiofrequência (RF) (OLIVEIRA, 2015). A região ao redor da veia pulmonar do átrio posterior esquerdo é aquecida por efeito Joule, gerado pela passagem de corrente elétrica (≈ 500 kHz) pelo tecido biológico (BERJANO; HORNERO, 2005a; CUMMINGS et al., 2014). As temperaturas alcançadas podem estar entre 50°C e 100°C em diversas regiões, o que é um problema a ser gerido, pois em temperaturas superiores a 50°C ocorre a desnaturação celular, ou seja, a necrose do tecido ablado (OLIVEIRA, 2015).

Assim, apesar dos resultados promissores, a ACRF ainda acarreta morbidade significativa (SCANAVACCA, 2016). As lesões de RF que se estendem além do miocárdio atrial podem resultar em danos colaterais às estruturas adjacentes, incluindo o esôfago (SINGH et al., 2008). Essas lesões podem resultar em formação de fístula átrio-esofágica (FAE). Também são relacionadas à ACRF complicações de acidentes vasculares cerebrais e tamponamentos cardíacos (OLIVEIRA, 2015). Ainda que seja uma complicação rara da ACRF, o desenvolvimento da FAE é a segunda complicação por morte relacionada ao procedimento - 16% dos casos de óbito (OLIVEIRA, 2015; SCANAVACCA, 2016). Mesmo com o estabelecimento da ACRF, a ocorrência da FAE ainda persiste como uma das mais preocupantes complicações do tratamento por sua imprevisibilidade e gravidade.

Assim, é necessário o monitoramento de temperatura do esôfago, já que está claro que a lesão térmica nele durante a ablação da parede atrial esquerda posterior desempenha um papel crucial no desencadeamento de uma cascata de eventos que eventualmente resulta no desenvolvimento da FAE (TSCHABRUNN et al., 2015). Isso ocorre devido ao relacionamento anatômico do átrio esquerdo com a parede do esôfago, adjacentes um do outro (SCANAVACCA; PISANI, 2015). Com a propagação de calor por condução do AE para o esôfago, podem ocorrer as lesões esofágicas. Embora a temperatura e a duração do fornecimento de energia sejam controladas, a profundidade da lesão não é (GILLINOV; PETTERSSON; RICE, 2001).

O monitoramento da temperatura esofágica durante a ACRF usando uma sonda de temperatura intraluminal tem sido um dos métodos mais populares, no entanto, este método continuou apresentando pacientes com lesões no esôfago (TSCHABRUNN et al., 2015). Termômetros com vários eletrodos dispostos em uma sonda geralmente resolvem esse problema, e mostram resultados satisfatórios no estudo de Tschabrunn et al. (2015). Logo, o monitoramento da temperatura esofágica é amplamente aceito como uma ferramenta para melhorar a segurança durante a ablação, mas como todo método inovador, possui limitações (SCANAVACCA; PISANI, 2015). Uma proposta de segurança durante a ACRF para tratar a FA, tal que sejam evitadas a FAE e outras lesões no esôfago, é promover um resfriamento esofágico paralelamente, buscando alcançar uma melhor dis-

tribuição de temperatura no tecido. Os estudos de [Goleman, Boyatzis e Mckee \(2019\)](#), [Oliveira \(2015\)](#) e [Berjano e Hornero \(2005a\)](#) propuseram o resfriamento como uma técnica eficiente para melhorar a distribuição de temperatura do esôfago.

O presente trabalho também propõe realizar experimentos que proporcionem o resfriamento com dispositivos Peltier através do desenvolvimento de um cateter esofágico de material biocompatível, o látex da seringueira *Hevea brasiliensis*. Com este módulo, será possível analisar a influência das tecnologias eletrônicas no tecido do esôfago, com o propósito de apoiar um progresso científico à situação atual. Comprovada a diminuição do risco de lesões no esôfago ao resfriá-lo, a ACRF se torna mais segura e pode melhorar a qualidade de vida dos acometidos com FA. Além disso, o aumento da utilização do tratamento da FA por ACRF pode resolver o problema de saúde pública citado anteriormente ([MAGALHÃES et al., 2016](#); [CAMM et al., 2010](#)).

Experimentos foram realizados com o módulo, simulações matemáticas e experimentos iniciais de instrumentação biomédica. Esses estudos estarão dispostos neste trabalho nos capítulos um, dois e três. O primeiro capítulo apresenta o desenvolvimento do módulo do cateter esofágico de látex e testes iniciais com o uso de Peltier. O segundo capítulo apresenta um artigo científico publicado no XII Simpósio de Engenharia Biomédica, que aborda o resfriamento da parede esofágica utilizando *software* de simulação matemática. O terceiro capítulo apresenta um resumo publicado no III Simpósio de Ciências e Tecnologias em Saúde, que apresenta um experimento em bancada com sensores de temperatura e dispositivos Peltier. Esses capítulos mostram tais trabalhos escritos pela autora em parceria com outros autores. Os resultados iniciais destes trabalhos são promissores e indicam a necessidade de estudos futuros no tema.

1 Desenvolvimento do cateter esofágico de látex e testes iniciais com Peltier

Este capítulo mostra o desenvolvimento do corpo do cateter esofágico de látex, e os testes iniciais com dispositivos Peltier. O presente trabalho é fruto do grupo de pesquisa científica intitulado CETER, da Universidade de Brasília (UnB) - Faculdade do Gama (FGA). A pesquisa consiste em utilizar a instrumentação biomédica para ajudar a desenvolver métodos mais seguros para os pacientes que realizam a ablação cardíaca por radiofrequência para tratar a fibrilação atrial.

Esse desenvolvimento partiu da tese de mestrado de [Faria \(2018\)](#), que idealizou e implementou o cateter nomeado CETER. A novidade que foi proposta neste trabalho, ao ser realizada a implementação do método científico demonstrado na dissertação, é uma comunicação na estrutura interna como um bocal para o fluxo de entrada e saída de água. Essa proposta é para evitar fluxo reverso de água. Também foram feitos experimentos iniciais com relação ao sensoriamento do cateter: o desenvolvimento de uma placa para a monitoração da temperatura e a inserção de dispositivos para realizar o resfriamento.

1.1 Módulo

1.1.1 Fístula Átrio-Esofágica

A Fístula Átrio-Esofágica (FAE) é uma consequência rara e, geralmente, fatal da Ablação Cardíaca por Radiofrequência (ACRF) ([SCANAVACCA, 2016](#)), ([CUMMINGS et al., 2014](#)). O tratamento da Fibrilação Atrial (FA) por ACRF tornou-se o procedimento mais comum de ablação por cateter realizado ao redor do mundo ao longo da última década ([SCANAVACCA; PISANI, 2015](#); [SCANAVACCA, 2016](#)). Segundo o estudo [Oliveira \(2015\)](#), a ACRF é um procedimento seguro e efetivo; no entanto ainda são reportadas complicações graves e fatais, incluindo acidentes vasculares cerebrais, tamponamento cardíaco e fístulas átrio-esofágicas.

A FAE ocorre devido à perfuração do fundo do átrio-esquerdo (AE), local com proximidade anatômica do esôfago ([KAPUR et al., 2017](#)), como pode ser visualizado na Fig.(1). O esôfago desce no mediastino posterior a partir do mediastino superior, passando posterior e à direita do arco da aorta e posterior ao pericárdio e ao AE - neste ponto acontece a menor distância entre o átrio esquerdo e o esôfago, pois o AE, o esôfago e a aorta estão alinhados, com a aorta pressionando o esôfago contra a parede do AE ([FARIA, 2018](#)). Uma lesão causada no AE pode também lesionar a parede do esôfago

unindo esses dois órgãos e, assim, formar a FAE. Com o surgimento da fístula, pode ocorrer hemorragia interna - sangue bombeado diretamente do coração -, causando a morte do paciente (FARIA, 2018).

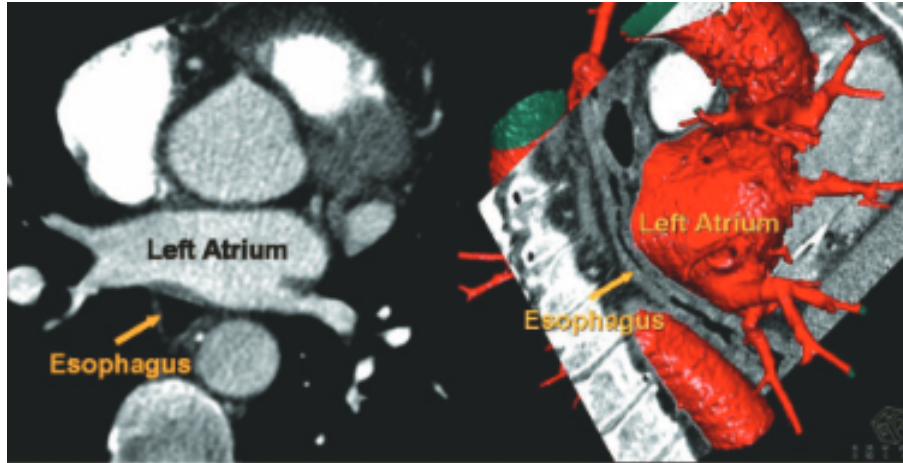


Figura 1 – Reconstrução tomográfica computadorizada tridimensional do átrio esquerdo em relação ao esôfago. Fonte: (CUMMINGS et al., 2014).

Entre a parede do esôfago e o AE, existe uma camada de gordura na grande maioria dos indivíduos. A ausência dessa camada pode identificar pacientes com maior risco de lesão esofágica; a distância é muitas vezes menor que 5mm entre o esôfago e a camada endocárdica do átrio (CHAVEZ et al., 2015). Quanto mais fina essa camada, menos obstáculo há para a propagação de calor do AE até o esôfago.

1.1.2 Termistores e Dispositivos Peltier

1.1.2.1 Termistores

Os resistores que são termicamente sensíveis, construídos a partir de material semicondutor, são denominados de termistores (FERREIRA; ASSIS, 2018). Assim, há uma dependência entre resistência e temperatura. A relação físico-matemática entre essas duas grandezas em um termistor é a equação Steinhart–Hart (1.1). Essa relação é estabelecida pelos materiais semicondutores utilizados na construção do termistor, além da própria construção do dispositivo. Os termistores selecionados para a aplicação devem ter alta sensibilidade, são disponíveis em tamanhos pequenos (o que facilita a medição com rápida resposta), ampla variedade de valores de resistência, e com possibilidade de encobrir uma larga extensão de temperatura (DYER, 2004). Essas vantagens justificam sua ampla aplicação nas áreas do conhecimento, inclusive a biomédica.

$$\frac{1}{T} = a + b \ln(R) + c(\ln(R))^3 \quad (1.1)$$

onde T é a temperatura em Kelvin, R é a resistência elétrica na temperatura T (em ohms Ω); a , b e c são os coeficientes de Steinhart-Hart.

Se o coeficiente que relaciona a resistência com a temperatura é negativo, se trata de um termistor NTC (*Negative Temperature Coefficient*); se o coeficiente que relaciona as grandezas é positivo, se trata de um termistor PTC (*Positive Temperature Coefficient*). Termistores PTC geralmente são utilizados como elementos de chave em vez de sensor de medição de temperatura, devido à sua curva de calibração biestável (DYER, 2004) - essa curva é definida pelos coeficientes da equação de Steinhart-Hart (1.1). Os termistores NTC possuem maior sensibilidade à alteração de temperatura. Devido a esta característica a curva de temperatura do termistor NTC não é linear, apresentando um comportamento exponencial - curva também definida pelos coeficientes da equação de Steinhart-Hart (1.1). Esta desvantagem causa uma necessidade de um circuito que aproxime a curva exponencial de uma curva linear com fatores de correção.

Para o projeto CETER, com os termistores serão usados para a aquisição das temperaturas da distribuição de calor. Foram escolhidos termistores NTC para o desenvolvimento do cateter, com fios isolados, resistência de 100k Ω e 1mm de espessura, Fig (2). O circuito escolhido para realizar essa linearização foi a ponte de Wheatstone.



Figura 2 – Termistores escolhidos para desenvolvimento do circuito de aquisição de temperatura. Fonte: (FARIA, 2018).

1.1.2.2 Dispositivos Peltier

Os dispositivos Peltier, como os termistores, são fabricados com materiais semicondutores. A junção desses materiais, quando submetidos à tensão elétrica em um circuito fechado, gera um gradiente de temperatura; este efeito é chamado efeito Peltier (DYER, 2004; ALAOU, 2011). Esse efeito termelétrico é o inverso do efeito Seebeck, o qual produz uma variação de tensão devido a uma variação na temperatura. Ambos podem ser considerados manifestações do mesmo fenômeno físico, a termoeletricidade (DYER, 2004).

Os dispositivos Peltier também são conhecidos como pastilha Peltier; apenas aplicando uma baixa tensão DC a este módulo, uma superfície fica fria e a outra superfície fica quente (ALAQUI, 2011). Ao reverter a polaridade a tensão DC aplicada, o calor se move para a outra direção. Assim, este dispositivo termoelétrico funciona como um aquecedor ou um refrigerador (ALAQUI, 2011). Para o cateter CETER, os dispositivos Peltier funcionam como refrigeradores, e cada face quente fica virada para dentro do módulo, pois, o cateter conta com um sistema de bombeamento de água que esfria essa face quente do peltier. É um resfriamento por convecção.

Para determinar o módulo Peltier a ser utilizado no cateter, antes é necessário estabelecer as temperaturas que serão trabalhadas nele. Com as temperaturas estabelecidas, é possível definir o Peltier que atende as necessidades do projeto. As temperaturas de trabalho são:

Tabela 1 – Temperaturas de trabalho do cateter. Fonte: (FARIA, 2018)

	Temperatura [°C]	Observação
T_{amb}	36°C	Temperatura ambiente do dispositivo
T_Q	60°C	Temperatura de trabalho na face quente
T_F	0°C	Temperatura de trabalho na face fria
ΔT	60°C	Os limites do módulo estão ligados a esta variável

Assim, o dispositivo Peltier escolhido para o desenvolvimento do cateter foi um Peltier pequeno e com desempenho de resfriamento de acordo com os requisitos de temperatura de trabalho do módulo, para que elas fossem atendidas. O modelo escolhido é o CP60133 da empresa CUIINC, Fig. 3, com dimensões 15mmx15mmx3mm.



Figura 3 – Peltier CP60133 da empresa CUIINC. Imagem retirada do *datasheet*.

As especificações do modelo foram retiradas do *datasheet* do dispositivo, que atendem os requisitos de temperatura da Tabela (1). Elas podem ser visualizadas na Tabela (2) abaixo:

Tabela 2 – Especificações do dispositivo Peltier. Fonte: *Datasheet*.

Especificações	$T_Q=27^{\circ}\text{C}$	$T_Q=50^{\circ}\text{C}$
$V_{m\acute{a}x}$ [V]	3.8	3.8
$I_{m\acute{a}x}$ [A]	6	6
$Q_{m\acute{a}x}$ [W]	12.2	13.6
$\Delta T_{m\acute{a}x}$ [$^{\circ}\text{C}$]	66	72

A temperatura de operação da face quente deve ser no máximo 80°C de acordo com o *datasheet* do fabricante. Para garantir esse limite de operação, a face quente deve ser resfriada com fluxo de água, por convecção térmica. Esse resfriamento será realizado com passagem de água no corpo do cateter internamente.

1.1.3 Látex

O uso do látex natural extraído da seringueira *Hevea brasiliensis* para fins medicinais é uma alternativa que agrega biocompatibilidade e baixo custo (PENHAVEL et al., 2016). O látex é um biomaterial - um material usado para substituir parte de um sistema vivo ou para trabalhar em contato direto com um tecido vivo para reparar ou auxiliar na função de órgãos ou tecidos danificados de maneira segura, responsável, econômica e fisiologicamente aceitável (RIBEIRO; ROSA; OLIVEIRA, 2015). As propriedades do látex incluem elasticidade e flexibilidade, a resistência à abrasão (desgaste), a impermeabilidade, a facilidade de adesão em tecidos e aço, e a resistência aos produtos químicos (RODRIGUES, 2008).



Figura 4 – Látex sendo coletado de uma seringueira, *Hevea brasiliensis*. Fonte: Wikimedia Commons.

Pela sua usabilidade, surgiram várias contribuições de pesquisas que têm aplicado como matéria-prima o látex. De acordo com Rodrigues (2008), existem, na literatura,

muitos estudos sobre aplicação do látex como material de implante aplicado em diversos tecidos, todos com resultados satisfatórios. Com essa seguridade da biocompatibilidade do látex, ele é a matéria-prima escolhida para a fabricação do módulo esofágico.

1.1.4 Estrutura

A estrutura do módulo foi proposta de forma inédita na dissertação de mestrado de [Faria \(2018\)](#). O formato foi escolhido devido à extensão do esôfago que faz contato com o átrio esquerdo, o tamanho da expansão do órgão, os chanfros para encaixe dos sensores e fiação, e a ponta arredondada por motivo de ergonomia ([FARIA, 2018](#)), como pode ser visualizado na Fig.(5).

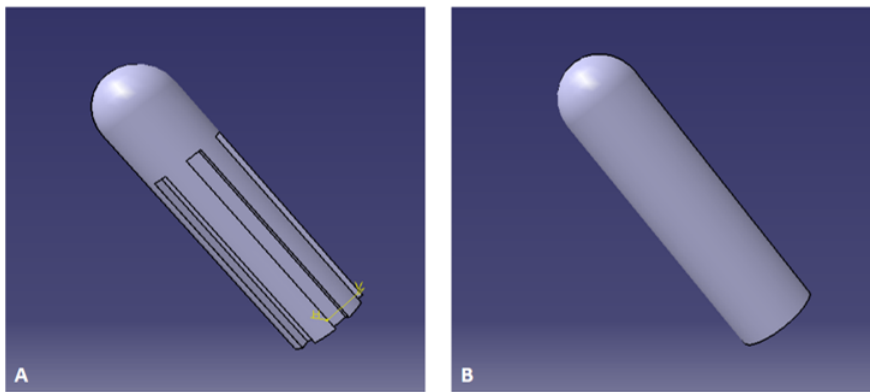


Figura 5 – Visualização do molde em 3D para o módulo. Fonte: ([FARIA, 2018](#)).

Na Figura (6) pode ser observado o objetivo dos chanfros da peça, que é acomodar tanto os termistores para monitorar a temperatura, quanto os dispositivos Peltier para realizar um resfriamento da PE.

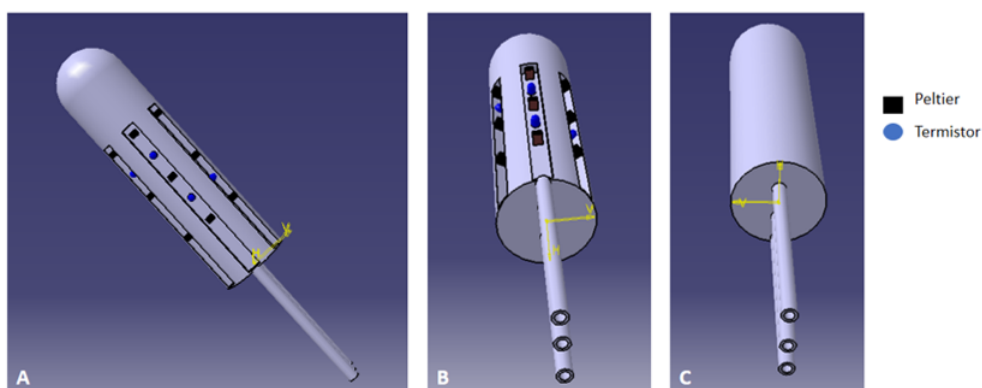


Figura 6 – Visualização do molde em 3D para o módulo com a disposição dos termistores e dispositivos Peltier. Fonte: ([FARIA, 2018](#)).

Já na Figura (7) pode ser visualizado a estrutura interna do cateter - o sistema de irrigação -, e a disposição dos dispositivos eletrônicos (termistores e pastilhas Peltier).

Há também no módulo mangueiras para entrada e saída do fluxo de água, além de uma mangueira para colocação da fiação dos componentes eletrônicos. A definição do fluxo de água e as medidas da estrutura interna foram desenvolvidos neste trabalho.

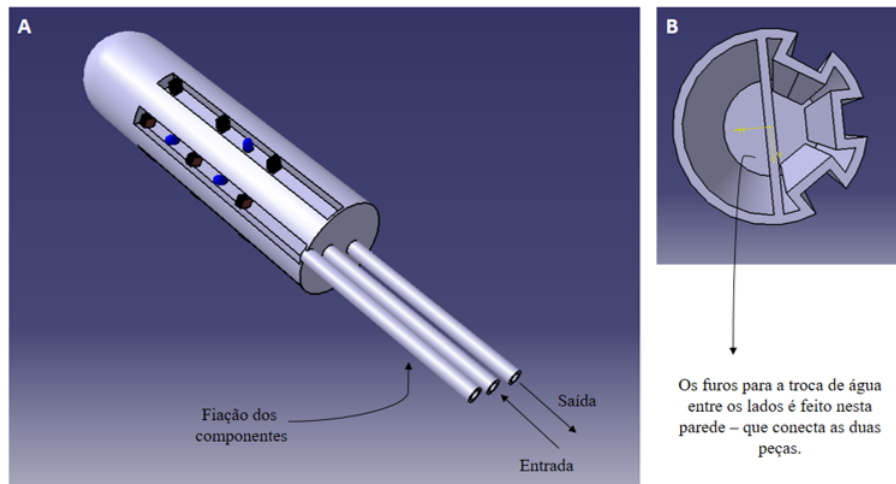


Figura 7 – Visualização da estrutura interna em 3D do módulo. Fonte: (FARIA, 2018).

O sistema de irrigação do cateter é necessário porque os dispositivos Peltier esquentam uma face devido ao efeito Peltier. A passagem de água é interna, e as faces que esquentam dos dispositivos Peltier são virados para dentro do módulo, com a água agindo como dissipadora de calor, proporcionando a convecção do calor gerado. Assim, o Peltier está isolado, com a parte quente para dentro e a parte fria para fora. Esse arranjo pode ser visualizado na Fig. (7), com os dispositivos Peltier na cor preta dentro dos chanfros do módulo. A parte visível, para fora, é a face fria do Peltier.

Ainda na Figura (7), podemos visualizar a parede interna do cateter. Há uma parede onde se localiza a comunicação entre os dois lados, com uma mangueira interna; nessa comunicação é realizada a troca de calor. Dentro, a água fria entra e promove a dissipação do calor na face quente do Peltier e pela conexão na parede do meio do módulo, retorna para o recipiente pelo o outro lado do módulo, que não possui chanfros nem equipamentos eletrônicos. Essa água que sai é novamente refrigerada e bombeada para dentro módulo.

1.1.4.1 Estrutura interna - implementação do furo entre as peças

O módulo esofágico proposto possui uma passagem de água interna entre os lados das peças do molde. Seu fluxo se dá para o resfriamento do dispositivo Peltier, que ao esfriar a área do esôfago próxima à área ablada do AE, tem um efeito de aquecimento na sua outra face. Para garantir a eficiência do módulo é preciso resfriar a face quente do dispositivo, e esse resfriamento é feito pela passagem de água fria por dentro do cateter.

A análise do cateter foi feita com conceitos da mecânica dos fluidos. Dentro desse perfil de análise, o cateter pode ser considerado um volume de controle com entrada de água fria e saída de água quente (aquecida pela transferência de calor do dispositivo). Porém, essa passagem de água precisa ser bem modelada e analisada para garantir um bom trabalho dos dispositivos eletrônicos. Uma preocupação do funcionamento do módulo é que ocorra um sentido reverso do fluxo de água.

O fluido que passa por dentro do volume de controle é a água. Este fluido é um fluido incompressível - ou seja, sua densidade se mantém constante no tempo -, e por isso pode ser analisada a vazão mássica neste volume. A equação de balanço de massa (1.2), estabelece que a vazão mássica de entrada (\dot{m}_e) é a mesma vazão mássica de saída (\dot{m}_s).

$$\dot{m}_e = \dot{m}_s \quad (1.2)$$

A vazão mássica de um fluido é definida por:

$$\dot{m} = AV \quad (1.3)$$

Onde na equação (1.3), \dot{m} é a vazão mássica, A é a área de passagem do fluido e V é a velocidade do fluido. Considerando que a área de entrada é A_a e a área de saída é A_b , a velocidade de entrada (V_a) e a velocidade de saída (V_b) do fluido, temos a equação (1.4):

$$A_a V_a = A_b V_b \quad (1.4)$$

As áreas de entrada e saída do fluido são circulares, com R_a sendo o raio de entrada e R_b sendo o raio de saída. A seguir, temos a equação de balanço de massa em função dos raios (1.5) e a relação entre as velocidades (1.6).

$$2\pi R_a^2 V_a = 2\pi R_b^2 V_b \quad (1.5)$$

$$V_b = \frac{R_a^2}{R_b^2} V_a \quad (1.6)$$

Para que a velocidade de saída V_b seja maior que a velocidade de entrada V_a , R_a deve ser maior que R_b . Ou seja, a conexão entre as faces deve ser um bocal para passagem do fluido - um volume de controle que possui a área de entrada maior que a área de saída. Com esta medida, é estabelecida a precaução para evitar fluxo no sentido reverso do projetado para o cateter.

A Figura (8) mostra em visualização 3D como deve ser feita a implementação do bocal interno ($R_a > R_b$). Assim, será evitado fluxo de água na direção inversa.

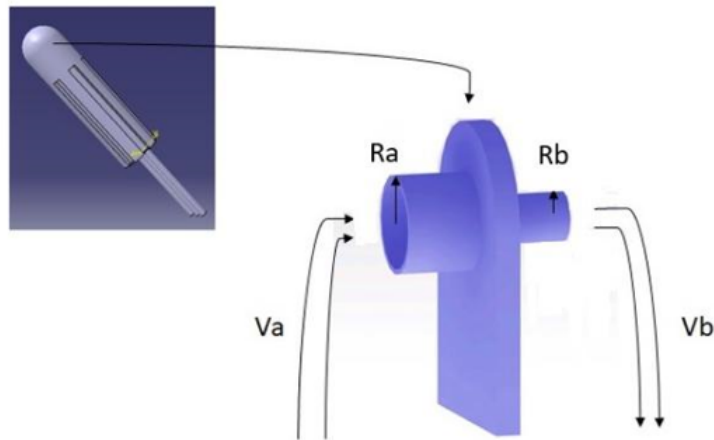


Figura 8 – Visualização em 3D dos raios da estrutura interna do módulo.

1.2 Implementação do módulo

1.2.1 Materiais

A lista de materiais utilizados para a confecção do módulo de látex foi:

- Látex bicentrifugado pré-vulcanizado
- Moldes
- Recipiente de vidro
- Papel filme
- Flanela de algodão
- Molde de vidro ou alumínio
- Água, sabão e luvas
- Estufa de aquecimento

Os moldes que podem ser visualizados na Figura (9) são de poliacetal, modelados em torno mecânico. Os lados do cateter são diferentes, um com a superfície lisa e o outro com a superfície com chanfros - onde será disposto os termistores e os dispositivos Peltier. Os moldes foram desenvolvidos em duas peças para que seja implementada a estrutura interna do cateter, bem como que ocorra a troca de calor por meio da irrigação proposta.



Figura 9 – Materiais dispostos e moldes sem nenhum banho.

Para produzir o módulo, foi escolhido como matéria-prima o látex bicentrifugado pré-vulcanizado da marca DU Látex [Fig. (10a)]. Possui cor branca em seu estado líquido e amarelada após a secagem. Produz películas de borracha de boa transparência e alta elasticidade, que são colantes e facilmente removidas com água. É geralmente usado na produção de artigos por imersão com moldes, como neste trabalho. A secagem foi realizada na estufa de secagem e esterilização modelo MA035/1, da empresa Marconi [Fig. (10b)].



(a) Látex.



(b) Estufa de aquecimento.

Figura 10 – Materiais utilizados para a produção do módulo.

1.2.2 Fluxograma para a obtenção das peças do módulo em látex

A Figura (11) mostra o fluxograma que descreve o procedimento de implementação do módulo. O objetivo é produzir peças com cerca de 1mm cada, por isso há a necessidade de repetição do protocolo de desenvolvimento até que a peça esteja no padrão desejado. A espessura vem da necessidade de ter um cateter com paredes resistentes.

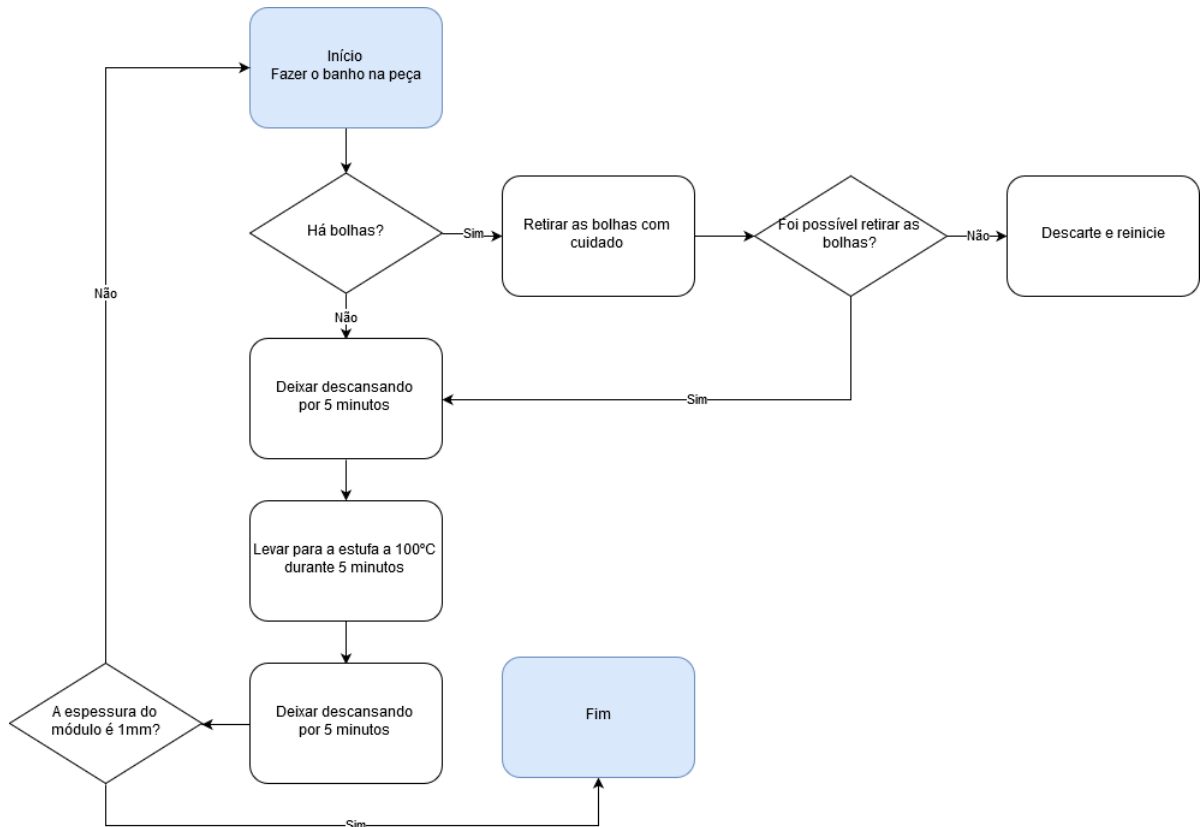


Figura 11 – Fluxograma do procedimento de criação do módulo.

O procedimento consiste em dar o banho na peça, esperar que ela seque por 5min, colocar na estufa a 100°C por 5 min, retirar a peça e deixar ela resfriar por mais 5 minutos para realizar novo banho. Na Fig.(12a) pode-se observar a etapa em que os moldes estão na estufa e quando eles acabaram de receber mais um banho de látex [Fig.(12b)].



(a) Secagem dentro da estufa.



(b) Descanso das peças banhadas.

Figura 12 – Procedimentos de secagem na estufa e descanso das peças banhadas.

Essa implementação por imersão se mostrou mais bem sucedida com o uso de estufa de aquecimento, em vez de um processo feito totalmente por secagem natural.

Também foi percebido que a criação de bolhas atrapalhava na disposição de camada após camada, e nas partes com bolhas a estrutura fica mais frágil e suscetível a rasgar mais facilmente. Por isso no processo de implementação fluxograma na Fig. (11) há um cuidado com a criação de bolhas, e é melhor descartar para reiniciar o processo.

1.3 Resultados

1.3.1 Módulo implementado

Para implementar o sistema de irrigação interno do cateter, um furo foi feito na parte superior da peça e um pequeno pedaço de mangueira foi colado com uma fina camada de látex, processo que pode ser visualizado na Figura (13a). Após a secagem em estufa a mangueira para comunicação entre os lados ficou firme na peça, colada com a camada de látex [Fig. (13b)]. A mangueira foi colocada em apenas um dos lados; o outro lado foi furado e a mangueira de comunicação foi encaixada nele. Essa mangueira é um garrote hospitalar feito de látex.



(a) Furo sendo colado na parte da peça. (b) Mangueira colada na parte da peça.

Figura 13 – Resultados da implementação da conexão entre os lados do cateter.

O resultado final do módulo de borracha natural foi uma peça flexível e impermeável. Na Fig. (14a) temos o momento de parada do procedimento apresentado no fluxograma da Figura (11). Na Fig. (14b) há uma visão do fundo do cateter antes de ser tampado com látex, para mostrar a estrutura interna de passagem de água entre os lados do módulo. E por fim, na Fig. (14c) temos ambos os lados do cateter já acoplados em uma única peça. As rebarbas da peça são contadas e uniformizadas para que as peças do módulo sejam de mesmo tamanho.



Figura 14 – Resultados do cateter implementado com látex.

1.3.2 Circuito

O circuito implementado com termistores é para a aquisição de dados de temperatura da distribuição de calor. A fonte de alimentação é externa e alimenta o circuito com $\pm 5V$. Na entrada do circuito estão os termistores em pontes de Wheatstone para linearizar suas curvas de resistência - não-lineares, pois são termistores NTC.

Os divisores de tensão da ponte de Wheatstone são conectados às entradas inversora e não-inversora do amplificador operacional de instrumentação INA118. Ele é o único responsável pelo ganho no circuito. Para evitar ruídos no circuito, a saída do INA é filtrada com um filtro passa-baixas. Em seguida, é utilizado um *buffer* (circuito seguidor de tensão) com o amplificador TL064 para garantir ganho de potência estável e casamento de impedâncias entre os circuitos. Após o *buffer*, há um limitador de tensão. Essa limitação é necessária na entrada do conversor conversor A/D (analógico-digital) do microcontrolador.

O microcontrolador escolhido foi o Arduino UNO - ou ATmega 2560 -, pelo seu baixo custo e funcionalidade adequada para a captação dos sinais de temperatura. Ele é conectado à placa através de um conector externo. Ao ser conectado ao computador, a conversão entre temperatura e tensão pode ser realizada e visualizada (através de um *software*). Essa conversão é possível com as curvas de calibração dos termistores.

Na Figura (15) está o esquemático desse circuito, que foi criado no *software Easy EDA*. Ela pode ser melhor visualizada no Anexo A. Nela pode vemos que o termistor não é soldado diretamente na placa, mas conectado ao circuito por conectores. Essa forma de conexão foi escolhida pois a captação de temperatura não é próxima do circuito. Além disso, o INA118 também não será soldado diretamente na placa; ele será encaixado em um soquete de circuito integrado na PCB. Assim será evitado que ele queime ou seja deteriorado pelo processo de soldagem.

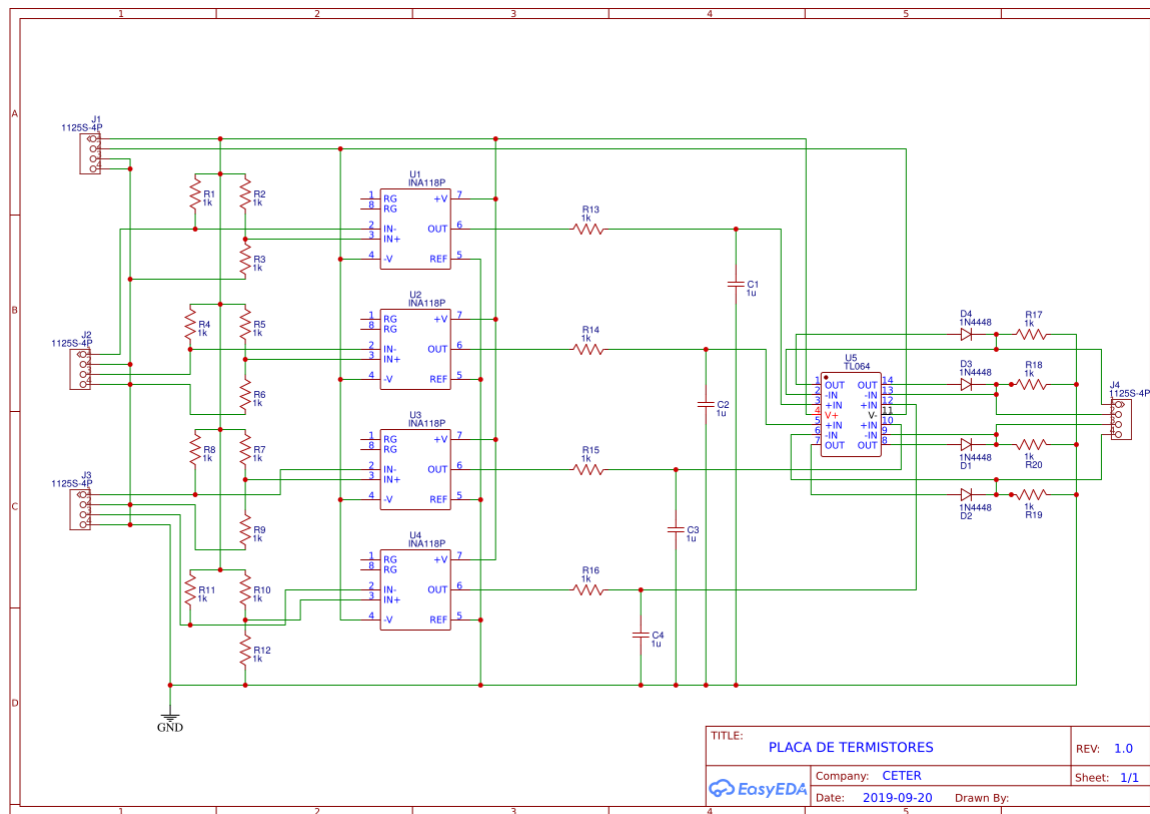


Figura 15 – Esquemático do circuito da aquisição de temperatura feito no no *software Easy EDA*.

A placa do circuito com o microcontrolador fica próximo da estação com computador, enquanto os termistores ficam próximos à bancada de experimento. Os componentes da placa e suas descrições estão mostrados na Tabela (3), os valores utilizados têm como referência a modelagem do projeto.

Tabela 3 – Descrição dos componentes utilizados na implementação da placa de aquisição de temperatura. Fonte: (FARIA, 2018)

Componentes	Descrição
R2, R3, R4, R6, R7, R10, R11	100k Ω
R1, R5, R8, R12	27k Ω
R13, R14, R15, R16	10k Ω
R17, R18, R19, R20	1k Ω
Termistor	100k Ω
Capacitor	1nF
Diodo	BZX79C 6V8

O programa no *software* Arduino começa o processo de leitura das portas analógicas escolhidas para a captação de dados dos quatro termistores. O conversor A/D é solicitado, em uma resolução de 5/1023, e faz a conversão dos dados obtidos. Para uma

medição mais correta e precisa, são captadas duzentas amostras da tensão, e depois o programa faz uma média desse valor. Esse processo garante uma leitura mais precisa, no entanto requer mais processamento do microcontrolador e gera um *delay* de 2000 milissegundos. Esse *delay* não atrapalha este experimento, pois nesse caso é um atraso que neste processo é admissível.

A Figura (16) mostra a criação da placa de circuito impresso - em inglês, *Printed Circuit Board* (PCB) - do circuito de aquisição de temperatura. Ela foi implementada no *software Easy EDA*, em dupla-face. O *software* permite a geração do *Gerber* da placa, para que ela possa ser fabricada. Esta PCB não foi impressa, apenas idealizada para futuros experimentos com o cateter implementado.

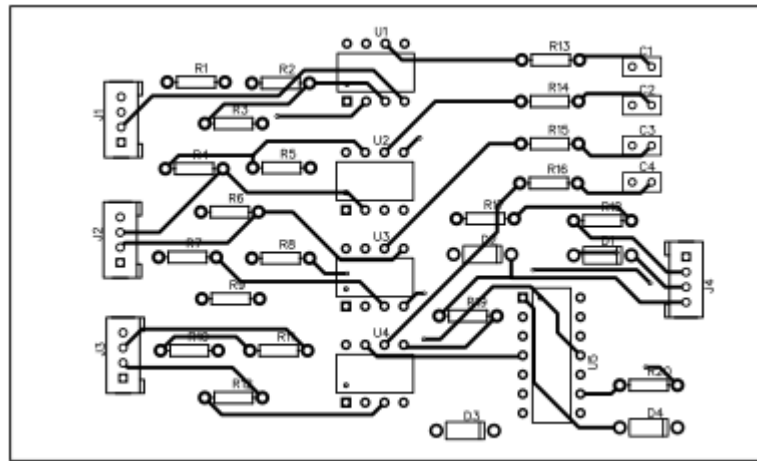


Figura 16 – PCB do circuito de termistores gerado no *software Easy EDA*.

1.3.3 Experimento simplificado

O experimento foi realizado para validar 1) a usabilidade do cateter de látex com a passagem interna de água, e 2) o resfriamento com dispositivo Peltier. O experimento foi simplificado primariamente a esses dois objetivos de observação para validar o funcionamento do cateter parte por parte. Dessa forma, os erros encontrados podem ser melhor observados e corrigidos especificamente em cada parte. Devem ser acrescentados à este experimento a parte da calibração dos termistores e do circuito de aquisição de temperatura no futuro.

Para realizar o experimento, o primeiro passo foi incorporar o dispositivo Peltier. Este foi encaixado em um furo no cateter, e acoplado com três banhos de látex na face fria. A disposição está na Fig. (20). Por ser um componente caro, foi instalado apenas um peltier por teste para a realização da aplicação do sensor na peça. Pelo mesmo motivo o teste inicial de temperatura da face fria foi escolhida para 10°C.

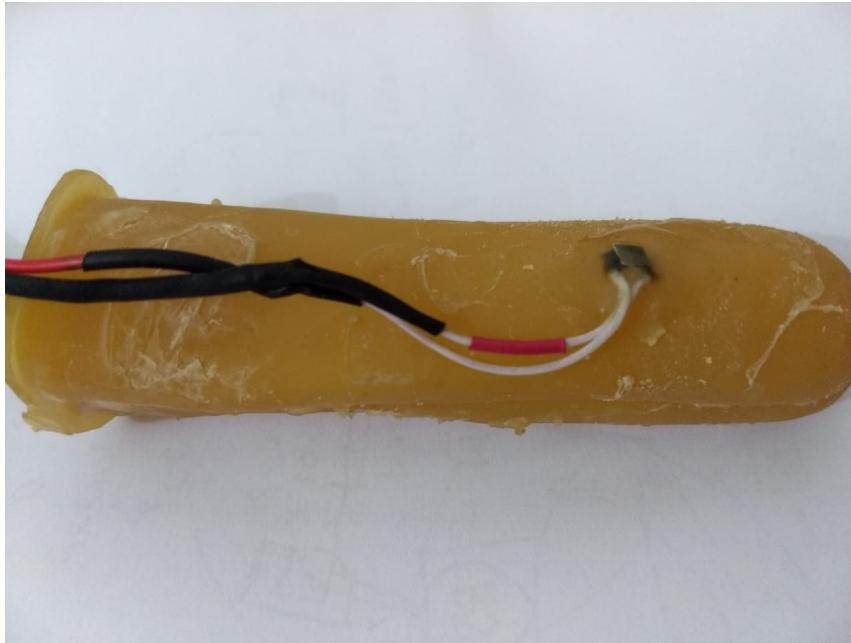


Figura 17 – Dispositivo Peltier encaixado no cateter.

O controle do Peltier foi feito por meio do controlador termoeletrico TC 48-20, da empresa *TE Technology* [Fig. (18)]. Ele é um controlador PWM de temperatura, capaz de controlar de 0 a 50V e até 20A de corrente. O controlador foi configurado para operar no modo de resfriamento.



Figura 18 – Controlador TC 48-20 da *TE Technology*. Fonte: Site comercial da empresa.

O controlador TC 48-20 possui também um termistor de referência incluso, do modelo MP-3193 [Fig. (19)]. Ele deve ficar em contato com o Peltier para o controlador colocá-lo na temperatura inserida no TC 48-20; e dessa maneira o termistor de referência

foi alocado no cateter [Fig. (20)]. Para realizar o experimento, a temperatura inserida para a face fria do Peltier no controlador foi de 10°C.

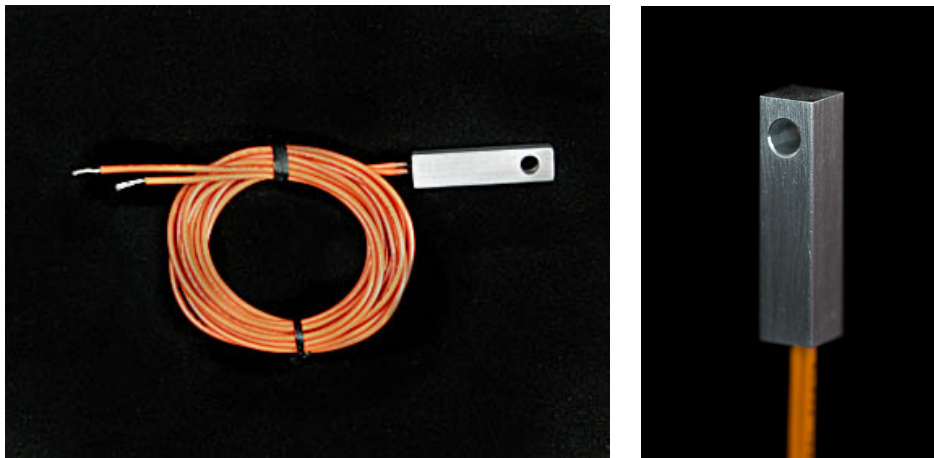


Figura 19 – Termistor de referência MP-3193 da *TE Technology*. Fonte: Site comercial da empresa.



Figura 20 – Termistor de referência em contato com o dispositivo Peltier no cateter.

Para garantir o limite de operação da face quente do dispositivo Peltier, foi estabelecido um fluxo de água interno no cateter. Uma bomba de água realizou este fluxo pela entrada à parte interna do cateter, a mangueira da face com chanfros e os dispositivos eletrônicos. A água sai pela mangueira de saída e volta para o balde com a bomba de água. Essa disposição pode ser visualizada na Figura (21).



Figura 21 – Cateter conectado à bomba de água pela mangueira de entrada.

A água do balde estava na temperatura ambiente. Ao serem ligados o controlador e a bomba - com a temperatura inserida de 10°C -, o termistor de referência marcou até $26,1^{\circ}\text{C}$ a temperatura da face fria do Peltier. Essa foi a menor temperatura da face fria do dispositivo Peltier antes que ele queimasse.

Assim, como o Peltier queimou, não foi possível criar o gradiente de temperatura. Algumas razões que podem justificar a queima do dispositivo são: 1) A água bombeada não estava fria o suficiente e não houve troca de calor por convecção entre a água e a face quente; 2) Não ocorreu troca de calor entre a parte fria e a quente pelo contato com o látex; 3) Um não-isolamento total da parte fria e quente do peltier. alguma dessas possibilidades, ou a combinação delas, impediu a eficiência do Peltier e causou superaquecimento - e por fim, sua queima.

1.4 Conclusão

Neste trabalho foi desenvolvido um cateter esofágico para resfriamento com dispositivo Peltier. Ele surgiu da necessidade de aprofundar os estudos que buscam evitar a formação de fístula átrio-esofágica (FAE) como complicação da ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF), ao tratar a Fibrilação Atrial (FA). Essa complicação acontece devido à distribuição de calor nos tecidos, que deveria ser retido apenas no átrio esquerdo (AE). O propósito deste estudo foi promover uma melhor distribuição de temperatura, de

forma a serem evitadas lesões e FAE no esôfago.

Foi escolhido o látex como matéria-prima do módulo do cateter pela sua biocompatibilidade e usabilidade. A implementação foi por imersão em látex pré-vulcanizado bicentrifugado com moldes de poliacetal das partes. Esse processo foi muito facilitado pela estufa de aquecimento, tanto por rapidez quanto por qualidade final das peças. A estrutura interna do módulo para fluxo de água foi realizada pela inserção de uma magueira de garrote hospitalar feito de látex entre as partes.

De forma a garantir que não aconteça um fluxo interno no sentido reverso, foram utilizadas ferramentas da mecânica dos fluidos; para isso, o cateter foi considerado um volume de controle. A sugestão para evitar fluxo reverso foi que a velocidade de saída fosse maior que a de entrada. Com a equação de balanço de massa, conclui-se que a conexão interna entre as partes deve ser um bocal, ou seja, que a área de entrada deve ser maior que a de saída.

Com um controlador termoeletrico - e termistor de referência -, o Peltier encaixado no cateter foi configurado no modo de resfriamento. A temperatura escolhida para teste foi de 10°C, setado no controlador. Uma bomba de água em temperatura ambiente bombeou água para o interior do cateter promovendo um fluxo de água. Apesar de possuir um ótimo potencial de utilização, o Peltier superaqueceu e queimou.

São necessários mais experimentos para descobrir o motivo do superaquecimento da face quente do Peltier. É interessante incluir nos experimentos, por exemplo, uma água mais fria para ser utilizada no fluxo interno do cateter, utilizar menos camadas de látex para vedar o Peltier no módulo, ou trocar o Peltier, que pode ter sido comprado com defeito.

Para implementação futura, foi desenvolvido um circuito de termistores para aquisição de temperatura. O *software* utilizado para criar o esquemático do circuito e a PCB (*Printed Circuit Board*) foi o *Easy EDA*. O circuito possui termistores inseridos em pontes de Wheatstone, amplificador operacional de instrumentação - INA118 -, filtro passa-baixas, seguidor de tensão (*buffer*), limitador de tensão e um microcontrolador Arduino. Ele é o responsável por tratar os dados de temperatura adquiridos pelos termistores. Foi gerado o *Gerber* da PCB para que ela seja impressa e os componentes sejam soldados nela.

Este trabalho possui resultados prometedores em relação ao módulo do cateter. Os estudos dele devem ser implementados com outros protocolos de fabricação, como os já sugeridos para evitar a queima do Peltier. Também são necessários estudos futuros para avaliar o uso dos sensores, e implementar a placa de circuito desenvolvida para aquisição de temperatura. Esse circuito enriquecerá os futuros experimentos deste cateter de resfriamento.

2 Estudo sobre a propagação do calor durante o procedimento de ablação cardíaca com e sem resfriamento da parede esofágica

Artigo científico submetido para o XII Simpósio de Engenharia Biomédica submetido em 11 de Agosto de 2019, apresentado com pôster (Anexo B). Disponível com o DOI 10.5281/zenodo.3459549.

2.1 Autores

Sylvia de Sousa Faria¹, Priscilla Costa de Souza², Gabriela Pessoa Souza³, Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa⁵ e Adson Ferreira da Rocha⁶.

¹Mestra do Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília. Brasília, Brasil. ORCID: 0000-0001-6552-714.

²Graduanda da Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília. Brasília, Brasil. ORCID: 0000-0002-4605-2565.

³Graduanda da Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília. Brasília, Brasil. ORCID: 0000-0002-5342-497X.

⁴Docente da Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília. Brasília, Brasil. ORCID: 0000-0002-1247-9050.

⁵Docente do Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília. Brasília, Brasil. ORCID: 0000-0003-4532-1791.

2.2 Resumo

O procedimento de ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF) é muito utilizado para o tratamento da fibrilação atrial (FA). Apesar da ACRF ser considerada segura, uma complicação comum é a formação de lesões devido a aquecimento excessivo gerado pela radiofrequência. O objetivo do artigo é simular computacionalmente a propagação do calor gerado pelo eletrodo de ablação nos tecidos do coração, gordura e esôfago. Nesse estudo foi feito um comparativo entre as temperaturas de cada tecido estudado, com e sem resfriamento da parede esofágica (PE) por meio da equação de bio-transferência de

calor de Pennes em um modelo bidimensional. As temperaturas na simulação para a ponta do eletrodo de ablação foram 50, 80 e 100°C; e a parede do esôfago foi resfriada a 0°C. Os resultados sugerem que, sem o resfriamento da parede esofágica, ocorre o aquecimento da parede externa do esôfago a temperaturas maiores que 50°C. As simulações mostram também que o resfriamento da parede do esôfago pode evitar o superaquecimento dessa região. Estudos futuros serão realizados para se obter maior acurácia e desenvolvimento do tema.

Palavras-chave — *ablação cardíaca, resfriamento, biocalor, radiofrequência, esôfago.*

2.3 Introdução

As arritmias cardíacas (AC) são distúrbios com alto grau de incidência na população (MAGALHÃES et al., 2016). No Brasil, estima-se que 10% da população possua algum tipo de AC e que a doença seja a causa de 300 mil mortes súbitas por ano (SOBRAC..., 2018). Entre as arritmias, a mais frequente é a Fibrilação Atrial (FA) (LIU; LIU; DUAN, 2012), sendo responsável por 33% das hospitalizações por distúrbios do ritmo cardíaco (IRASTORZA; D'AVILA; BERJANO, 2018), (PÉREZ et al., 2015), (DESHAZER et al., 2016).

Na última década, o tratamento mais utilizado para o controle da FA é a ablação por cateter com radiofrequência (ACRF) (OLIVEIRA, 2015). A ACRF, desde sua primeira utilização em 1982 (OLIVEIRA, 2015), tem como objetivo corrigir as irregularidades dos batimentos, permitir o sincronismo atrioventricular e reduzir o risco do tromboembolismo (BERJANO; HORNERO, 2005a).

No entanto, a propagação de calor gerada pela radiofrequência pode gerar lesões durante o procedimento (BRICK et al., 2001). Entre essas lesões estão a fístula átrio-esofágica (FAE) (LIU; LIU; DUAN, 2012), que consiste em uma grave lesão interna que ocorre, podendo levar à criação de um vaso comunicante entre o coração e o esôfago que, quando ocorre, tem grande probabilidade de causar a morte do paciente (GUYTON; HALL, 2011).

Por estar abaixo do arco da aorta, o esôfago inclina sua posição para a esquerda à medida que se aproxima e passa através do hiato esofágico e está situado no diafragma à altura da vértebra T10, anterior à aorta (FARIA, 2018). As lesões térmicas devidas à propagação do calor para o esôfago e o risco de desenvolvimento da FAE são proporcionais à área de superfície de contato entre o esôfago e o AE (IRASTORZA; D'AVILA; BERJANO, 2018).

A ACRF é realizada com um cateter, que é utilizado para gerar calor por meio de

correntes elétricas com frequência na faixa de radiofrequência (RF) (OLIVEIRA, 2015). A região de foco é aquecida pelo efeito Joule gerado pela passagem de corrente elétrica pelo tecido biológico. As temperaturas alcançadas podem estar entre 50°C e 100°C em diversas regiões, o que é um problema, pois em temperaturas superiores a 50°C o tecido é carbonizado – ocorre a desnaturação celular (OLIVEIRA, 2015).

As lesões causadas no esôfago podem trazer complicações futuras como gastrites, refluxos e disfunção vagal. Os tratamentos farmacológicos para a FA, bem como os tratamentos posteriores à ablação, são dispendiosos, causam perda da qualidade de vida, oneram o sistema público de saúde e abalam a vida em sociedade do paciente doente.

Alguns trabalhos na literatura (OLIVEIRA, 2015; BERJANO; HORNERO, 2005a; LIM et al., 2013) apresentam a hipótese de que o resfriamento na parede do esôfago é uma forma de evitar os danos causados pela ACRF. O presente estudo tem como objetivo entender como o campo de temperatura gerado durante a ACRF se comporta quando ocorre o resfriamento do esôfago. A resposta obtida nesta análise pode auxiliar no desenvolvimento de soluções que possibilitem a prevenção dessas lesões.

2.4 Métodos

O presente trabalho aborda a criação de um modelo computacional gráfico simplificado em 2D, desenvolvido com o software COMSOL, para a obtenção de dados da distribuição da temperatura na região afetada pelo eletrodo de ablação, que inclui parte do coração e do esôfago, e uma região com tecido conjuntivo entre esses dois órgãos, durante o procedimento de ACRF. No trabalho, as propriedades térmicas do tecido conjuntivo, entre o coração e o esôfago, foram consideradas como gordura, da mesma forma que em outros trabalhos (BERJANO; HORNERO, 2005a; BERJANO; HORNERO, 2005b). Nestes, o tecido entre os dois órgãos é definido como “camada de gordura” (em inglês, *fat layer*).

Assim, o modelo teórico leva em consideração três elementos: a parede do átrio esquerdo, a gordura e a parede do esôfago. Duas condições de contorno diferentes foram simuladas. Na primeira, Fig. (22-A), a temperatura ambiente (T_a , a temperatura média do corpo humano) é assumida como sendo de 37°C e a temperatura do eletrodo (T_e), é simulada com valores de 50, 80 e 100°C; essas temperaturas são usadas, nas simulações, como condições de contorno.

Já na segunda simulação, Fig. (22-B), foi feita uma mudança nos valores de contorno: T_a continua a 37°C e T_e com valores de 50, 80 e 100°C, mas foi proposto um resfriamento da parede interna do esôfago, com a imposição de uma temperatura de resfriamento (T_r) de 0°C. As temperaturas laterais têm o valor de T_a , pois os limites de contorno são a temperatura do próprio corpo.

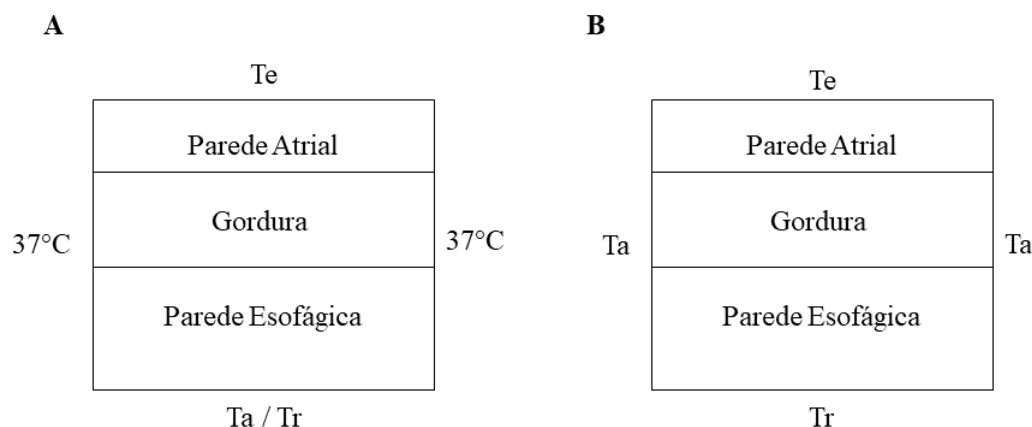


Figura 22 – Representação do modelo 2D utilizado na simulação da ACRF com o modelo de distribuição das diferentes condições de contorno simuladas.

A distribuição da temperatura dentro do tecido foi obtida por meio da resolução da equação de Pennes para a transferência de calor em tecidos biológicos. A expressão bidimensional da equação de Pennes (DESHAZER et al., 2016) em um meio com propriedades físicas uniformes é dada por

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = k \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} \right) + Q_m + Q_r(x, y, z, t)$$

onde T é a temperatura em $^\circ\text{C}$, ρ é a densidade (em kg/m^3), C é o calor específico do tecido (em $\text{J}/[\text{kg}^\circ\text{C}]$), k é a condutividade térmica (em $\text{W}/[\text{m}^\circ\text{C}]$), Q_m é a taxa metabólica de geração de calor (em W/m^3), e Q_r são as fontes regionais de calor (em W/m^3). Essa equação é uma versão simplificada e não leva em consideração a perfusão sanguínea.

De acordo com o modelo de Pennes, a troca total de energia pelo sangue corrente é proporcional ao fluxo de calor volumétrico e à diferença de temperatura entre o sangue e o tecido (IRASTORZA; D'AVILA; BERJANO, 2018; PÉREZ et al., 2015; BERJANO; HORNERO, 2005a). Como a ACRF acontece com o eletrodo diretamente no tecido atrial, a perfusão não será considerada, assim como outras fontes locais de calor, como a geração de calor por atividade metabólica. A tensão e a corrente elétrica nas fronteiras foram consideradas como sendo, respectivamente, 0V e 0A , para fins de simplificação dessa simulação; assim, neste modelo simplificado as correntes não são consideradas, e considera-se que o aquecimento causado por essas correntes podem ser aproximados como tendo o mesmo efeito de uma condição de contorno com temperatura constante (PÉREZ et al., 2015; BERJANO; HORNERO, 2005b).

A variável independente do modelo é a temperatura (T) na ponta do cateter; se esta temperatura aumentar rapidamente, as células ao redor da ponta começam a sofrer um processo de necrose a partir de temperaturas acima de 50°C , e passam a não transmitir

calor e a bloquear a corrente, porque a resistividade ($1/\sigma$) da célula tende ao infinito e a condutividade elétrica (σ) tende a zero. Se isso ocorrer, o aumento de temperatura não alcança a maior área possível, atingindo apenas uma área concentrada e causando lesões indesejadas.

Tabela 4 – Parâmetros utilizados para a simulação dos tecidos

Parâmetros	Tecido da parede do átrio	Tecido do esôfago	Tecido da gordura
ρ [Kg.m ⁻³]	1060	1090	911
C [KJ.Kg ⁻¹ .K ⁻¹]	3212	3421	2348
k [(W/m°C)]	0,49	0,49	0,21

Os estudos (IRASTORZA; D’AVILA; BERJANO, 2018), (KHAN et al., 2016), afirmam que a parede do átrio mede entre de 1,3 a 3,1 mm, e a gordura, cerca de 2,4 mm. Os trabalhos (IRASTORZA; D’AVILA; BERJANO, 2018), (OLIVEIRA, 2015) e (BERJANO; HORNERO, 2005a) afirmam que a parede do esôfago tem cerca de 1,9 a 5,3 mm. Assim, para a simulação foi utilizado um valor médio, mostrado na Fig. (23), com a parede atrial medindo 2,2 mm, a gordura intersticial com 2,4 mm e a parede do esôfago com 3,6 mm. A largura de 10 mm simula a abrangência do eletrodo do cateter de ACRF.

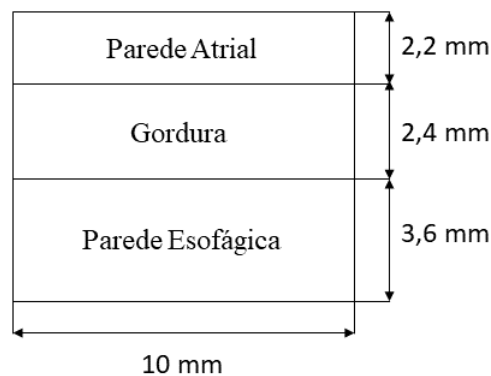


Figura 23 – Medidas das porções simuladas de cada tecido.

Os parâmetros mencionados foram introduzidos no *software* COMSOL, a geometria foi desenhada como especificado na Fig. (23) e as diferentes condições de contorno foram simuladas de acordo com o diagrama da Fig. (22). O estudo foi feito em regime estacionário.

2.5 Resultados

Nas Figuras de 3 a 8, o eixo das abcissas representa a largura da amostra selecionada de 10 mm – o posicionamento não interfere na simulação. Já o eixo das ordenadas representa a espessura dos tecidos que seguem as medidas da Fig. (23). A escala de temperatura está em graus Celsius (degC ou °C). As temperaturas selecionadas em cada gráfico representam as temperaturas da interface entre os tecidos simulados.

2.5.1 Simulação para a temperatura $T_e = 50^\circ\text{C}$

A simulação foi feita com duas condições de contorno diferentes na parede do esôfago (PE). A Fig. (24) mostra a distribuição da temperatura sem resfriamento ($T_e = 50^\circ\text{C}$). É possível observar que a temperatura entre a parede atrial (PA) e a gordura é de $44,63^\circ\text{C}$, chegando na (PE) a $40,53^\circ\text{C}$.

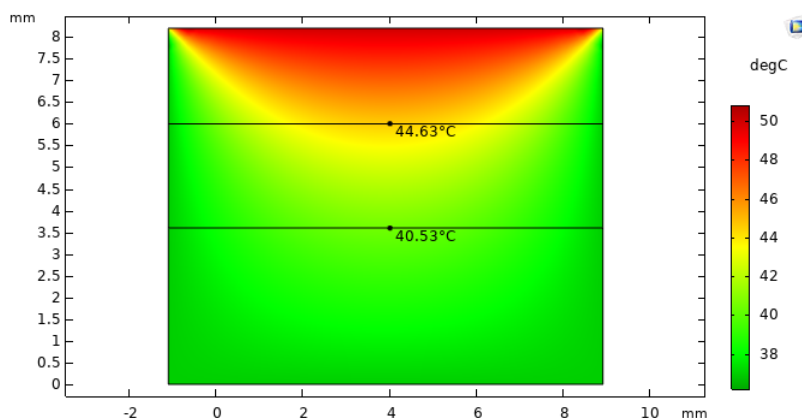


Figura 24 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e = 50^\circ\text{C}$ e $T_a = 37^\circ\text{C}$

A Fig. (25) mostra a distribuição da temperatura quando ocorre o resfriamento ($T_r = 0^\circ\text{C}$). A temperatura na fronteira entre a PA e a camada de gordura diminuiu em $5,21^\circ\text{C}$ e a temperatura na fronteira entre a camada de gordura e a PE diminuiu em $13,74^\circ\text{C}$.

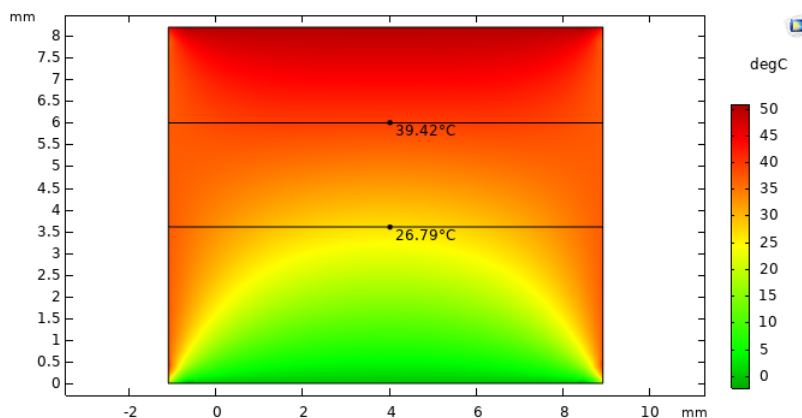


Figura 25 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e = 50^\circ\text{C}$ e $T_r = 0^\circ\text{C}$

2.5.2 Simulação para a temperatura $T_e = 80^\circ\text{C}$

A segunda simulação foi feita com $T_e = 80^\circ\text{C}$. A Fig. (26) mostra a distribuição da temperatura sem o resfriamento na parede esofágica. É possível observar que a temperatura entre a PA e a camada de gordura é de $62,43^\circ\text{C}$, e que a temperatura na fronteira da PE é de $48,86^\circ\text{C}$.

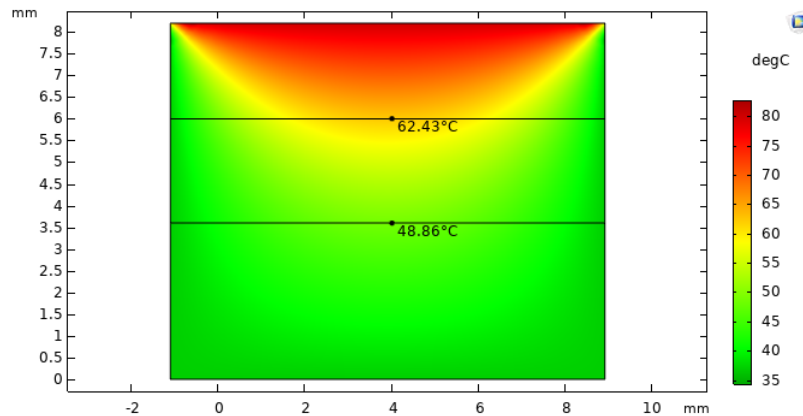


Figura 26 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e = 80^\circ\text{C}$ e $T_a = 37^\circ\text{C}$

A Fig. (27) mostra a distribuição da temperatura com resfriamento ($T_r = 0^\circ\text{C}$), a temperatura na borda entre a PA e a gordura diminuiu em $5,11^\circ\text{C}$ e, entre a gordura e a PE, diminuiu em $13,67^\circ\text{C}$.

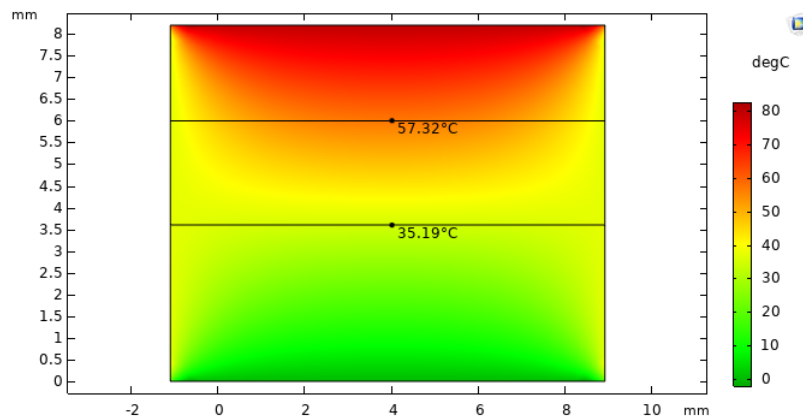


Figura 27 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e = 80^\circ\text{C}$ e $T_r = 0^\circ\text{C}$

2.5.3 Simulação para a temperatura $T_e = 100^\circ\text{C}$

A terceira simulação foi feita com $T_e = 100^\circ\text{C}$. A Fig. (28) mostra a distribuição da temperatura sem resfriamento. É possível observar que a temperatura entre a PA e a gordura é de $74,42^\circ\text{C}$, e na interface com a PE, $54,55^\circ\text{C}$.

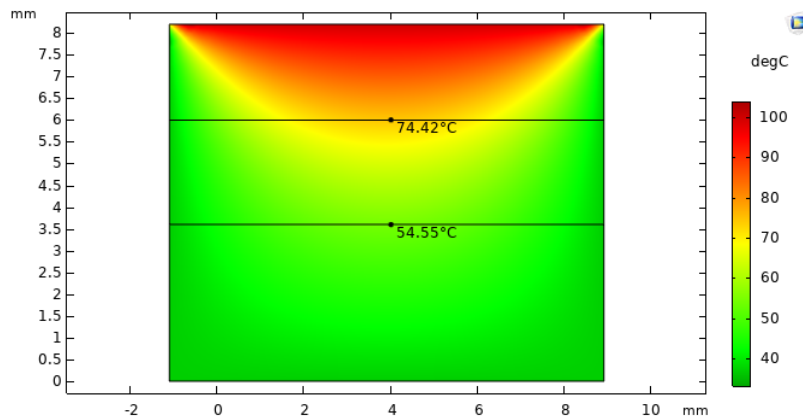


Figura 28 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e= 100^\circ\text{C}$ e $T_a= 37^\circ\text{C}$

Já a Fig. (29) mostra a distribuição da temperatura com resfriamento ($T_r = 0^\circ\text{C}$), a temperatura na borda PA e gordura diminuiu $5,06^\circ\text{C}$ e entre a gordura e a PE diminuiu $13,96^\circ\text{C}$.

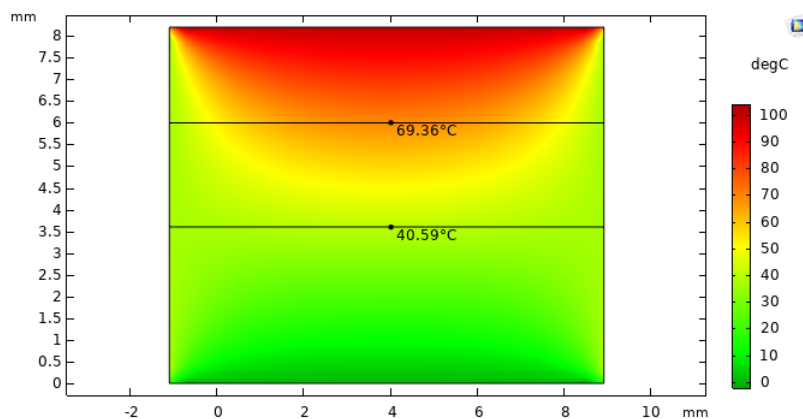


Figura 29 – Simulação 2D da propagação do calor com $T_e= 100^\circ\text{C}$ e $T_r= 0^\circ\text{C}$

2.6 Discussão

Os dados obtidos com as simulações mostraram que o resfriamento da PE pode promover uma maior segurança ao procedimento da ACRF. Isso acontece porque quando a temperatura é maior de 50°C as células sofrem desnaturação (se carbonizam). Com o resfriamento, mesmo quando o eletrodo está a 100°C a temperatura encontrada na PE foi menor que 50°C , o que sugere uma possibilidade de tratamento e, assim, evitar o surgimento de lesões esofágicas. Os resultados obtidos no presente estudo sugerem que o resfriamento da parede esofágica gera uma melhor distribuição da temperatura.

Para a temperatura do eletrodo (T_e) a 50°C , as células não sofreram superaquecimento. Para a temperatura a 80°C , as células de gordura seriam carbonizadas, pois a temperatura está acima dos 50°C de limite. Para a temperatura a 100°C , as células

de gordura e a PE possuem células que seriam carbonizadas devido à alta temperatura (superior a 50°C), atingida quando não há resfriamento do esôfago.

A Tabela (5) sumariza as temperaturas medidas na fronteira entre a PA e a gordura. Com o resfriamento a diferença foi em média de 5,12°C para as diferentes simulações de T_e (50, 80 e 100°C), o que demonstra que o resfriamento na parede interna do esôfago foi efetivo em diminuir as temperaturas em outras regiões. A Tabela (6) mostra a distribuição de temperatura no limite entre a gordura e a PE. Nesse caso, com o resfriamento as temperaturas diminuíram em média 13,79°C.

Tabela 5 – Temperaturas obtidas no limite entre a parede do átrio e a gordura com e sem resfriamento da parede do esôfago.

Temperatura no limite entre a PA e a gordura	Simulação sem resfriamento	Simulação com resfriamento	ΔT
$T_e = 50^\circ\text{C}$	44,63°C	39,42°C	5,21°C
$T_e = 80^\circ\text{C}$	62,43°C	57,32°C	5,11°C
$T_e = 100^\circ\text{C}$	74,42°C	69,36°C	5,06°C

Tabela 6 – Temperaturas obtidas no limite entre a parede do átrio e a gordura com e sem resfriamento da parede do esôfago.

Temperatura no limite entre a gordura e a PE	Simulação sem resfriamento	Simulação com resfriamento	ΔT
$T_e = 50^\circ\text{C}$	40,53°C	26,79°C	13,74°C
$T_e = 80^\circ\text{C}$	48,86°C	35,19°C	13,67°C
$T_e = 100^\circ\text{C}$	54,55°C	40,59°C	13,96°C

O sumário apresentado na Tabela (6) sugere que o resfriamento da parede esofágica a 0°C pode evitar que a temperatura que chega à parede externa do esôfago alcance o 50°C, indicando uma maior possibilidade de segurança.

2.7 Conclusão

Os dados obtidos sugerem que o resfriamento da parede interna do esôfago pode ser uma opção viável para propiciar uma melhor distribuição de temperatura entre o átrio esquerdo e o esôfago, evitando que a parede interna do esôfago atinja temperaturas superiores a 50°C.

Os resultados sugerem um bom potencial para a proposta de resfriamento, e indicam a necessidade de realização de estudos mais aprofundados, como o desenvolvimento de modelos mais complexos e precisos, e de experimentos com o resfriamento da parede esofágica.

2.8 Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001. A primeira autora é bolsista do programa de demanda social – DS – da CAPES. Também realizado com o apoio do CNPq: a autora S. S. R. F. Rosa possui bolsa de produtividade em desenvolvimento tecnológico e extensão inovadora – DT; e o autor A. F. da Rocha possui bolsa de produtividade em pesquisa – PQ.

3 Simulação do resfriamento da parede esofágica durante o procedimento de ablação cardíaca por radiofrequência

Resumo submetido ao III Simpósio de Ciências e Tecnologias em Saúde. O resumo foi apresentado na forma de pôster científico e foi vencedor de 2019 do Prêmio Nise da Silveira obtendo menção honrosa na área temática: Estratégias diagnósticas, terapêuticas e assistenciais para o desenvolvimento da saúde e funcionalidade humana. O pôster está disponível no Anexo C, e a menção honrosa do prêmio Nise no Anexo D.

3.1 Autores

Sylvia de Sousa Faria¹, Gabriela Pessoa Souza², Priscilla Costa de Souza², Adson Ferreira da Rocha³ e Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa³.

¹Doutoranda em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação (PGEA), Departamento de Engenharia Elétrica, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, 70910-900, Brasília – DF, Brasil. Telefone: (61)991006678. E-mail: sylviasfaria@gmail.com. Autor de correspondência;

²Graduanda em Engenharia Eletrônica, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, 72.444-240, Gama – DF, Brasil;

³Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, 72.444-240, Gama – DF, Brasil.

3.2 Introdução

No Brasil, as arritmias cardíacas (AC) provocam cerca de 300 mil mortes súbitas por ano. Uma das formas mais comuns de AC é a fibrilação atrial (FA), e os pacientes com tal cardiopatia custam cerca de R\$3,9 bilhões ao ano para o SUS (dados de 2015). A técnica mais utilizada atualmente para o tratamento da FA é a ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF). No entanto, a utilização dessa técnica pode gerar lesões nos tecidos do coração, esôfago e órgãos adjacentes em virtude dos efeitos da propagação do calor gerada pelo eletrodo do cateter de ablação. Entre as possíveis consequências indesejadas, após esse tratamento, pode-se destacar a eventual formação de fístula átrio-esofágica (FAE) – um tubo comunicante entre o coração e o esôfago que geralmente é

fatal.

3.3 Objetivos

O objetivo do trabalho é propor um experimento em bancada que simule o monitoramento da temperatura, bem como o resfriamento da parede esofágica, durante a ACRF. Além disso, simular, de forma simplificada, a propagação de calor entre o tecido do coração e do esôfago.

3.4 Métodos

Para simular o método de resfriamento proposto, foi desenvolvido um sistema físico que simula o processo de ACRF, utilizando o gel de ágar-ágar para simular o tecido biológico, um eletrodo comercial de ACRF, termistores, circuitos alimentadores e de controle para dispositivos Peltier. A simulação computacional utilizou um modelo simplificado, em duas dimensões e em regime estacionário, para a análise da propagação de calor nos tecidos utilizando a equação de biocalor de Pennes.

3.5 Resultados

O experimento desenvolvido demonstrou que o campo de temperatura gerado apresenta temperaturas de até 70°C em regiões próximas ao eletrodo, e que as temperaturas caem de forma efetiva à medida que o calor propagado avança em direção ao dispositivo Peltier. Em posições correspondentes à região ocupada pela parede do esôfago, observaram-se temperaturas iguais ou inferiores a 36°C. A simulação mostrou que o resfriamento pode gerar uma melhor condição de contorno, pois diminui a temperatura próxima ao esôfago, evitando, assim, dano ao órgão.

3.6 Conclusão

Esses resultados sugerem que o método proposto tem potencial para gerar de um perfil mais adequado de temperatura tecidual. As simulações mostram também que o resfriamento da parede do esôfago pode evitar o superaquecimento dessa região, e, possivelmente, a formação de lesões no órgão. Por se tratar de um tema interdisciplinar, o estudo une os conhecimentos de diferentes áreas, como a Engenharia e as Ciências da Saúde, com a intenção de avançar e inovar, com o desenvolvimento de soluções que tragam benefícios à população cardiopata, evitem lesões durante a ACRF e que tragam benefícios a saúde pública. Estudos futuros serão realizados para se obter maior acurácia e desenvolvimento do tema.

3.7 Descritores

Fibrilação Atrial, Ablação por Cateter, Lesões, Fístula e Esôfago.

3.8 Agradecimentos e apoio

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001. A primeira autora é bolsista do programa de demanda social – DS – da CAPES. Também realizado com o apoio do CNPq: o autor A. F. da Rocha possui bolsa de produtividade em pesquisa – PQ; e a autora S. S. R. F. Rosa possui bolsa de produtividade em desenvolvimento tecnológico e extensão inovadora – DT. A autora G. P. Souza é bolsista de Iniciação Científica – FUB.

Conclusão

O desenvolvimento do cateter esofágico de látex para resfriamento da PE propôs uma solução de engenharia para proporcionar uma melhor distribuição de temperatura durante uma ACRF. Essa melhoria intenta evitar as lesões no esôfago, e principalmente a FAE. Essa pesquisa é muito importante para aperfeiçoar a segurança do procedimento de ACRF, diminuindo suas complicações. É importante continuar os estudos concernentes a este cateter, realizando diferentes formas de implementação e mais experimentos em bancada com os equipamentos eletrônicos.

O artigo científico “Estudo sobre a propagação do calor durante o procedimento de ablação cardíaca com e sem resfriamento da parede esofágica” tinha o objetivo de entender como o campo de temperatura gerado durante a ACRF se comporta quando ocorre o resfriamento do esôfago. Os resultados obtidos desse estudo foram muito promissores e sugerem que realmente o resfriamento da parede esofágica proporciona uma melhor distribuição de temperatura durante a ACRF. Simulações ainda mais complexas podem ser implementadas futuramente para assegurar os resultados obtidos.

Já o resumo científico “Simulação do resfriamento da parede esofágica durante o procedimento de ablação cardíaca por radiofrequência” além de realizar um estudo computacional da propagação de calor entre o tecido do coração e do esôfago, realizou um experimento em bancada que simulava o processo da ACRF com resfriamento da parede esofágica. Os resultados deste estudo endossaram que o método de resfriamento da PE pode ser eficaz, pois puderam ser observados fisicamente, não só por meio computacional.

Assim, nesta coleção de estudos para apresentação deste trabalho de conclusão de curso, foi concluído que o método de resfriamento da PE pode promover uma maior segurança ao procedimento da ACRF, e que são necessários estudos futuros mais aprofundados nesta área. Além disso, podemos também observar que a engenharia eletrônica é uma ótima ferramenta para o desenvolvimento científico da engenharia biomédica.

Referências

- ALAOUI, C. Peltier Thermoelectric Modules Modeling and Evaluation Chakib. *International Journal of Engineering*, v. 5, p. 114–121, 2011. ISSN 14761289. Disponível em: <<http://www.ijee.ie/>>. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.
- BERJANO, E.; HORNERO, F. A cooled intraesophageal balloon to prevent thermal injury during endocardial surgical radiofrequency ablation of the left atrium: A finite element study. *Physics in medicine and biology*, v. 50, p. N269–79, 11 2005. Citado 6 vezes nas páginas 26, 27, 50, 51, 52 e 53.
- BERJANO, E.; HORNERO, F. What affects esophageal injury during radiofrequency ablation of left atrium? an engineering study based on finite element analysis. *Physiological measurement*, v. 26, p. 837–848, 11 2005. Citado 2 vezes nas páginas 51 e 52.
- BREDA, J. R. et al. Avaliação inicial da ablação operatória biatrial por radiofrequência de fibrilação atrial. *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, v. 25, n. 1, p. 45–50, 2010. ISSN 01027638. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.
- BRICK, A. V. et al. Tratamento intra-operatãda fibrilaã§ãAtrial crã´nica com ultra-som. *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, scielo, v. 16, p. 337 – 349, 12 2001. ISSN 0102-7638. Citado na página 50.
- CAMM, A. J. et al. Guidelines for the management of atrial fibrillation: The Task Force for the Management of Atrial Fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC). *European Heart Journal*, v. 31, n. 19, p. 2369–2429, 2010. ISSN 0195-668X. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 27.
- CHAVEZ, P. et al. Atrioesophageal fistula following ablation procedures for atrial fibrillation: systematic review of case reports. *Open Heart*, v. 2, n. 1, p. e000257, 2015. ISSN 2053-3624. Citado na página 30.
- CUMMINGS, J. E. et al. Brief Communication : Atrial – Esophageal Fistulas after. *Annals of Internal Medicine*, p. 572–575, 2014. Citado 4 vezes nas páginas 15, 26, 29 e 30.
- DESHAZER, G. et al. Physical modeling of microwave ablation zone clinical margin variance. *Medical Physics*, v. 43, n. 4, p. 1764–1776, 2016. Disponível em: <<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.4942980>>. Citado 2 vezes nas páginas 50 e 52.
- DYER, S. A. *Wiley survey of instrumentation and measurement*. [S.l.]: John Wiley Sons, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.
- FARIA, S. D. S. *Módulo para medição e controle da temperatura no esôfago durante o procedimento de ablação cardíaca*. 82 p. Tese (Mestrado) — UnB - Universidade De Brasília, 2018. Citado 10 vezes nas páginas 15, 17, 29, 30, 31, 32, 34, 35, 42 e 50.

Ferreira GOMES JÚNIOR, J. et al. Surgical treatment of chronic atrial fibrillation with conventional electrocautery in mitral valve surgery. v. 23, n. 3, p. 365–371, 2008. Citado na página 25.

FERREIRA, R.; ASSIS, A. D. Projeto de um Anemômetro Térmico Baseado em Termistor NTC com Modelo Linearizado por Realimentação. p. 73, 2018. ISSN 1365-2222. Citado na página 30.

GILLINOV, A. M.; PETTERSSON, G.; RICE, T. W. Esophageal injury during radiofrequency ablation for atrial fibrillation. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, v. 122, n. 6, p. 1239–1240, 2001. ISSN 00225223. Citado na página 26.

GOLEMAN, D.; BOYATZIS, R.; MCKEE, A. Esophageal cooling for protection during left atrial ablation: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Chemical Information and Modeling*, v. 53, n. 9, p. 1689–1699, 2019. ISSN 1098-6596. Citado na página 27.

GUYTON, A.; HALL, A. J. E. *Tratado de fisiologia Medica*. 12th. ed. [S.l.]: Elsevier, 2011. ISBN 9788535216417. Citado na página 50.

IRASTORZA, R. M.; D'AVILA, A.; BERJANO, E. Thermal latency adds to lesion depth after application of high-power short-duration radiofrequency energy: Results of a computer-modeling study. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, v. 29, n. 2, p. 322–327, 2018. ISSN 15408167. Citado 3 vezes nas páginas 50, 52 e 53.

JANUARY, C. T. et al. 2014 AHA/ACC/HRS Guideline for the Management of Patients With Atrial Fibrillation. *Journal of the American College of Cardiology*, v. 64, n. 21, p. e1–e76, 2014. ISSN 07351097. Citado na página 25.

KAPUR, S. et al. Esophageal injury and atrioesophageal fistula caused by ablation for atrial fibrillation. *Circulation*, v. 136, n. 13, p. 1247–1255, 2017. ISSN 15244539. Citado na página 29.

KHAN, M. Y. et al. Left atrial to esophageal fistula: A case report and literature review. In: *The American Journal of Case Reports*. [S.l.: s.n.], 2016. v. 17, p. 814–818. Citado na página 53.

KHARGI, K. et al. Surgical treatment of atrial fibrillation ; a systematic review This information is current as of November 8 , 2011 The online version of this article , along with updated information and services , is located on the World Wide Web at : Surgical treatment. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, v. 27, p. 258–265, 2011. Citado na página 25.

LIM, H. et al. Atrioesophageal fistula during cryoballoon ablation for atrial fibrillation. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, v. 25, p. 208–213, 10 2013. Citado na página 51.

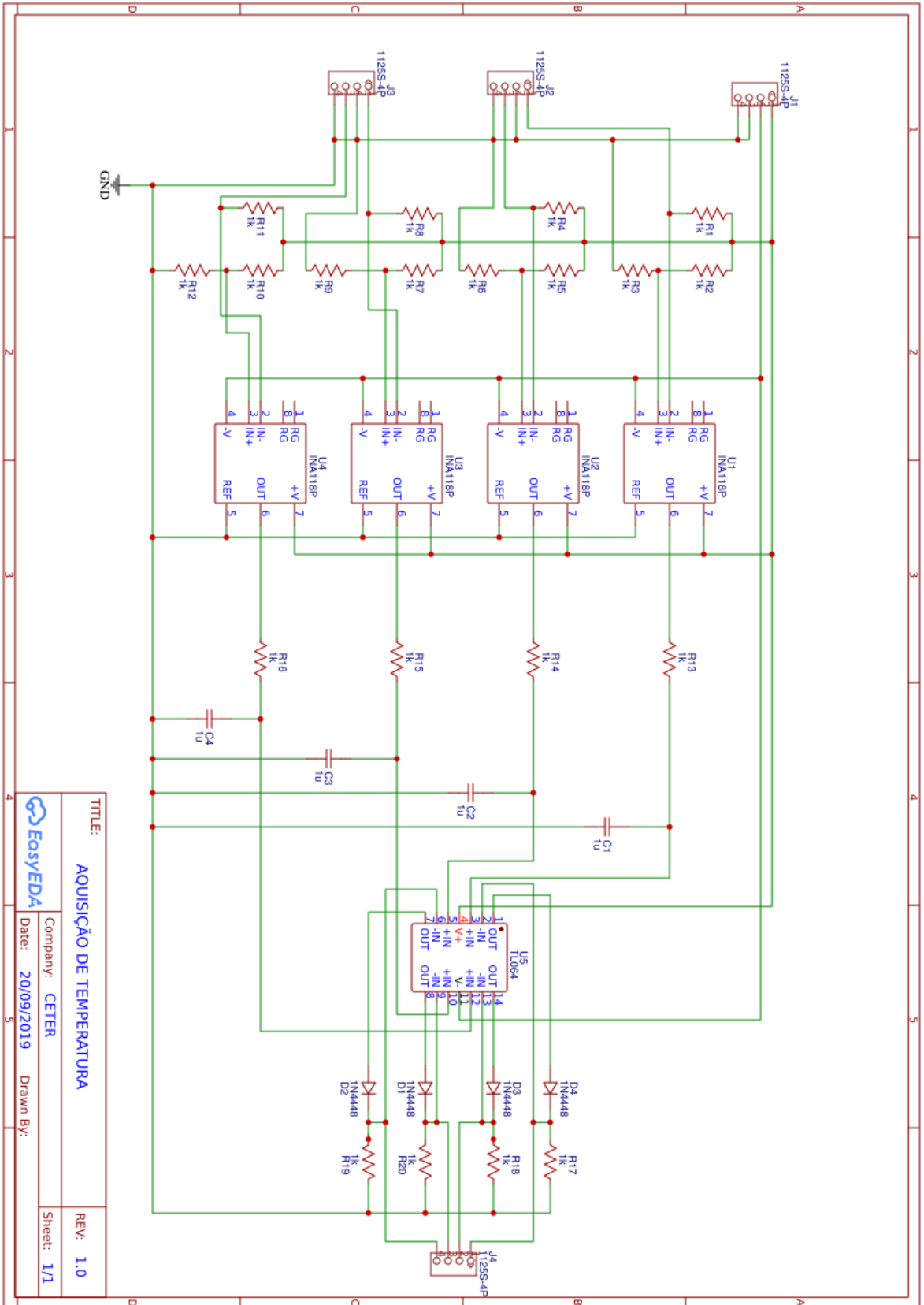
LIU, P.; LIU, J.; DUAN, H. Thermal modelling for endocardiac radiofrequency ablation: comparison of hyperbolic bioheat equation and Pennes bioheat equation with finite element method. n. 1, 2012. Disponível em: <<http://arxiv.org/abs/1204.0098>>. Citado na página 50.

- MAGALHÃES, L. P. et al. II diretrizes brasileiras de fibrilação atrial. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 106, n. 4, p. 1–22, 2016. ISSN 16784170. Citado 3 vezes nas páginas 25, 27 e 50.
- MORILLO, C. A. et al. Radiofrequency ablation vs antiarrhythmic drugs as first-line treatment of paroxysmal atrial fibrillation (RAAFT-2) a randomized trial. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, v. 311, n. 7, p. 692–699, 2014. ISSN 00987484. Citado na página 25.
- OLIVEIRA, D. B. de. *Estudo sobre o efeito de técnicas preventivas na incidência de lesões esofageanas após ablação do átrio esquerdo para tratamento de fibrilação atrial*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2015. Citado 7 vezes nas páginas 25, 26, 27, 29, 50, 51 e 53.
- PENHAVEL, M. V. A. C. et al. Effect of Hevea brasiliensis latex sap gel on healing of acute skin wounds induced on the back of rats. *Revista do ColÃBrasileiro de CirurgiÃ*, scielo, v. 43, p. 48 – 53, 02 2016. ISSN 0100-6991. Citado na página 33.
- PÉREZ, J. J. et al. Electrical and thermal effects of esophageal temperature probes on radiofrequency catheter ablation of atrial fibrillation: results from a computational modeling study. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, v. 26 5, p. 556–64, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 50 e 52.
- RIBEIRO, J. A.; ROSA, S. S. R. F.; OLIVEIRA, D. S. Biomaterial Latex Manufactured Occlusion Contact Lens: Proposal for Amblyopia Treatment. *International Journal of Advanced Engineering Research and Science (IJAERS)*, v. 2, n. 9, p. 65–69, 2015. Disponível em: <http://www.ijaers.com/issue{_}sept{_}201>. Citado na página 33.
- RODRIGUES, S. d. S. *Desenvolvimento de um sistema de controle de fluxo esofagiano para o tratamento da obesidade*. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasília, 2008. Citado na página 33.
- SCANAVACCA, M. Current atrial fibrillation ablation: An alert for the prevention and treatment of esophageal lesions. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 106, n. 5, p. 354–357, 2016. ISSN 16784170. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 29.
- SCANAVACCA, M.; PISANI, C. F. Monitoring risk for oesophageal thermal injury during radiofrequency catheter ablation for atrial fibrillation: Does the characteristic of the temperature probe matter? *Europace*, v. 17, n. 6, p. 835–837, 2015. ISSN 15322092. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 29.
- SINGH, S. M. et al. Esophageal Injury and Temperature Monitoring During. *Heart*, p. 162–168, 2008. ISSN 1941-3149. Citado na página 26.
- SOBRAC - Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas. 2018. [Online; accessed 01-Aug-2019]. Disponível em: <<https://sobrac.org/home/>>. Citado na página 50.
- TSCHABRUNN, C. M. et al. Comparison between single- And multi-sensor oesophageal temperature probes during atrial fibrillation ablation: Thermodynamic characteristics. *Europace*, v. 17, n. 6, p. 891–897, 2015. ISSN 15322092. Citado na página 26.

WANG, J. et al. Prospective randomized comparison of left atrial and biatrial radiofrequency ablation in the treatment of atrial fibrillation. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, v. 35, n. 1, p. 116–122, 2009. ISSN 10107940. Citado na página [25](#).

Anexos

ANEXO A – Primeiro Anexo



TITLE:		AQUISIÇÃO DE TEMPERATURA	
Company:		CETER	
Date:		20/09/2019	
Drawn By:			
REV:		1.0	
Sheet:		1/1	

ANEXO B – Segundo Anexo



Estudo sobre a propagação do calor durante o procedimento de ablação cardíaca com e sem resfriamento da parede esofágica

Sylvia de Sousa Faria, Priscilla Costa de Souza, Gabriela Pessoa Souza, Suélia de S. R. Fleury Rosa e Adson Ferreira da Rocha

1. INTRODUÇÃO

As arritmias cardíacas (AC) são distúrbios com alto grau de incidência na população [1]. No Brasil, estima-se que 10% da população possua algum tipo de AC [1]. Entre as arritmias, a mais frequente é a Fibrilação Atrial (FA) [2], sendo responsável por 33% das hospitalizações por distúrbios do ritmo cardíaco [3]–[5]. Na última década, o tratamento mais utilizado para o controle da FA é a ablação por cateter com radiofrequência (ACRF) [6].

2. OBJETIVO

O objetivo do trabalho é simular computacionalmente a propagação do calor gerado pelo eletrodo de ablação cardíaca nos tecidos do coração, gordura e esôfago com e sem resfriamento da parede esofágica.

3. MÉTODOS

O trabalho aborda a criação de um modelo computacional gráfico simplificado em 2D, desenvolvido com o *software* COMSOL, para a obtenção de dados da distribuição da temperatura na região afetada pelo eletrodo de ablação, que inclui parte do coração e do esôfago, e uma região com tecido conjuntivo, considerado uma camada de gordura, entre esses dois órgãos, durante o procedimento de ACRF.

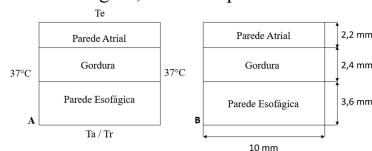


Figura 1. Representação do modelo 2D utilizado na simulação da ACRF. A: Distribuição das diferentes condições de contorno simuladas. B: Medidas das porções simuladas de cada tecido.

4. RESULTADOS

Os dados obtidos com as simulações mostraram que o resfriamento da PE pode promover uma maior segurança ao procedimento da ACRF. Para a temperatura do eletrodo (T_e) a 50 °C, as células não sofreram superaquecimento. Para a temperatura a 80 °C, as células de gordura seriam carbonizadas, pois a temperatura está acima dos 50 °C de limite. Para 100 °C, as células de gordura e a PE possuem células que seriam carbonizadas devido à alta temperatura atingida quando não há resfriamento do esôfago.

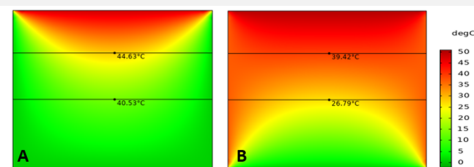


Figura 2. Simulação da propagação do calor com $T_e = 50$ °C. A: sem resfriamento ($T_a = 37$ °C). B: com resfriamento ($T_r = 0$ °C).

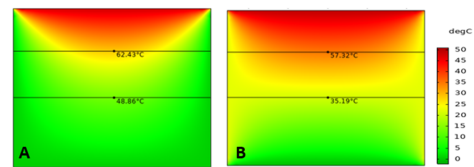


Figura 3. Simulação da propagação do calor com $T_e = 80$ °C. A: sem resfriamento ($T_a = 37$ °C). B: com resfriamento ($T_r = 0$ °C).

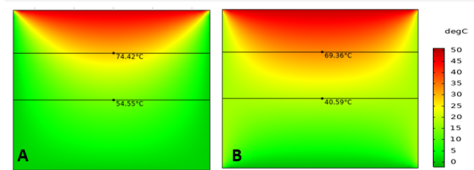


Figura 4. Simulação da propagação do calor com $T_e = 100$ °C. A: sem resfriamento ($T_a = 37$ °C). B: com resfriamento ($T_r = 0$ °C).

5. CONCLUSÃO

Os dados sugerem que o resfriamento da parede interna do esôfago pode ser uma opção viável para propiciar uma melhor distribuição de temperatura entre o átrio esquerdo e o esôfago. E indicam a necessidade de realização de estudos mais aprofundados.

REFERÊNCIAS

- [1] "SOBRAC - Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas." 2018. [Online]. Available: <https://sobrac.org/home/>. [Accessed: 01-Aug-2019].
- [2] Liu, J. Liu, and H. Duan, "Thermal modelling for endocardial radiofrequency ablation: comparison of hyperbolic bioheat equation and Pennes bioheat equation with finite element method," Cornell University, 2012.
- [3] R. M. Irastorza, A. D'ávila, and E. Berjano, "Thermal latency adds to lesion depth after application of high-power short-duration radiofrequency energy: Results of a computer-modeling study," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 1, no. 1, pp. 1–6, 2017.
- [4] J. P. Erez, A. D'ávila, and E. Berjano, "Electrical and Thermal Effects of Esophageal Temperature Probes on Radiofrequency Catheter Ablation of Atrial Fibrillation: Results from a Computational Modeling Study," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 26, no. 5, pp. 556–564, 2015.
- [5] G. Deshazer, D. Merck, M. Hagmann, and D. E. Dupuy, "Physical modeling of microwave ablation zone clinical margin variance," *Med. Phys.*, vol. 43, no. April, pp. 1764–1776, 2016.
- [6] D. B. de Oliveira, "Estudo sobre o efeito de técnicas preventivas na incidência de lesões esofágicas após ablação do átrio esquerdo para tratamento de fibrilação atrial," Universidade de São Paulo, 2015.

ANEXO C – Terceiro Anexo



IICTS
SIMPÓSIO DE CIÊNCIAS E
TECNOLOGIAS EM SAÚDE

SIMULAÇÃO DO RESFRIAMENTO DA PAREDE ESOFÁGICA DURANTE O PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO CARDÍACA POR RADIOFREQUÊNCIA

Sylvia de S. Faria^{1*}; Gabriela P. Souza²; Priscilla da C. Souza²; Adson F. da Rocha¹; Suélya de S. R. F. Rosa²

1. Departamento de Engenharia Elétrica, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, 70910-900, Brasília - DF, Brasil;

2. Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, 72444-240, Gama – DF, Brasil;

* Correspondência: sylviafaria@gmail.com

INTRODUÇÃO

No Brasil, as arritmias cardíacas (AC) provocam cerca de 300 mil mortes súbitas por ano [1]. Uma das formas mais comuns de AC é a fibrilação atrial (FA). A técnica mais utilizada atualmente para o tratamento da FA é a ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF) [2]. No entanto, a utilização dessa técnica pode gerar lesões nos tecidos do coração, esôfago e órgãos adjacentes em virtude dos efeitos da propagação do calor gerada pelo eletrodo do cateter de ablação [3].



Figura 1 – Imagem de tomografia computadorizada do tórax que mostra a relação anatômica entre o AE e o esôfago em corte sagital. (Modificado de Oliveira [4])

MÉTODOS

Para simular o método de resfriamento proposto, foi desenvolvido um sistema físico que simula o processo de ACRF, utilizando o gel de ágar-ágar para simular o tecido biológico, um eletrodo comercial de ACRF, termistores, circuitos alimentadores e de controle para dispositivos Peltier.

A distância final entre o Peltier e o ablator foi de 15 mm. Sendo que a distância total dos termistores foi de 6 mm. A distância entre o primeiro termistor e o Peltier foi de 3mm e a distância entre o ablator e o último termistor foi de 6 mm. Na Figura 2 é possível visualizar como ficou a implementação completa

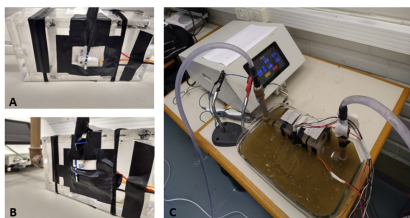


Figura 2 – Implementação dos termistores com o eletrodo de ablação e a caixa do Peltier. A: primeira parte concluída com a fixação de todos os sensores. B: isolamento entre o eletrodo de ablação e o termistor de referência do controlador. C: Parte do layout do experimento com o SOFIA, gel agar-agar e a caixa com os sensores e o eletrodo.

RESULTADOS

O termistor mais próximo do ablator (term4, Figura 3) teve um pico de temperatura com o aquecimento chegando a quase 70°C, os dois termistores seguintes (term2 e term3) obtiveram uma resposta semelhante – inicialmente esquentaram em temperaturas de cerca de 23°C e 34°C, respectivamente. O termistor com a maior proximidade do Peltier apresentou uma constância na temperatura de 7°C.

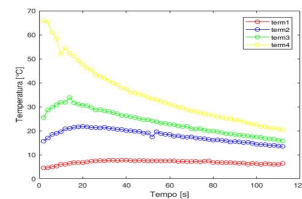


Figura 3 – Gráfico do resultado do experimento em bancada. Term1 é o termistor mais próximo do Peltier e term4 o mais próximo do ablator.

CONCLUSÃO

Os dados sugerem que o resfriamento da parede interna do esôfago pode ser uma opção viável para propiciar uma melhor distribuição de temperatura entre o átrio esquerdo e o esôfago. E indicam a necessidade de realização de estudos mais aprofundados.

REFERÊNCIAS

- [1] "SOBRAC - Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas," 2018. [Online]. Disponível: <https://sobrac.org/home/>. [Acessado: 01-Aug-2019].
- [2] R. M. Irastorza, A. D'ávila, and E. Berjano, "Thermal latency adds to lesion depth after application of high-power short-duration radiofrequency energy: Results of a computer-modeling study," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 1, no. 1, pp. 1–6, 2017.
- [3] J. P. Erez, A. D'ávila, and E. Berjano, "Electrical and Thermal Effects of Esophageal Temperature Probes on Radiofrequency Catheter Ablation of Atrial Fibrillation: Results from a Computational Modeling Study," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 26, no. 5, pp. 556–564, 2015.
- [4] D. B. de Oliveira, "Estudo sobre o efeito de técnicas preventivas na incidência de lesões esofágicas após ablação do átrio esquerdo para tratamento de fibrilação atrial," Universidade de São Paulo, 2015.

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho foi realizado com apoio: da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001; do CNPq; e da FUB.

ANEXO D – Quarto Anexo



Universidade de Brasília



IICTS
SIMPÓSIO DE CIÊNCIAS E
TECNOLOGIAS EM SAÚDE

Menção Honrosa

Concede a Sylvia Faria e Priscilla Souza Menção Honrosa pela participação no Prêmio Nise da Silveira pelo trabalho intitulado

“SIMULAÇÃO DO RESFRIAMENTO DA PAREDE ESOFÁGICA DURANTE O

PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO CARDÍACA POR RADIOFREQUÊNCIA”

apresentado no III Simpósio de Ciências e Tecnologias em Saúde, realizado pela Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde da Universidade de Brasília

Brasília, 11 de outubro de 2019.

Sylvia Faria

COORDENADORA ADJUNTA DO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS EM SAÚDE
(FCE/UNB)

Francisco de Assis Silva

MEMBRO DA COMISSÃO
ORGANIZADORA DO IICTS