

Analysis of the Depth of Thermal Injuries Caused during the Cardiac Ablation Procedure with the Cooling of the Esophageal Wall

S. de S. Faria, P. C. de Souza, G. P. Souza, C. F. da Justa, A. F. da Rocha, S. de S. R. F. Rosa

Abstract—Atrial fibrillation is a heart disease commonly treated by the radiofrequency cardiac ablation (CARF) method, and lesions in the esophagus are frequent consequences of the procedure. The conduction of the ablator electrode's heat promotes the appearance of high temperatures in regions that include the left atrium, the esophagus, and the connective tissue between them. The present study proposes an analysis of the thermal lesion's depth in these tissues during the CA procedure considering the cooling of the esophageal wall (EW) in all simulation scenarios. The two-dimensional computer simulation used constant voltage, and the maximum simulated temperatures at the tip of the electrode were 60°C, 80°C, and 100°C. The cooling temperature in the EW is 0°C. The simulated distances between the tip of the electrode and the EW were: (i) 5 mm and (ii) 2.5 mm. When the EW was kept at 0 °C, the lesion size decreased by an average percentage of 52.19% in scenario i and 61.07% in scenario ii. Esophageal temperature decreased by at least 30% in both scenarios. The study showed potentially positive results for the use of cooling applied in EW during CA since the prevention of unnecessary tissue overheating might help decrease the risk of severe injuries to the patient.

Index Terms—cardiac ablation, cooling, electrical modeling, esophageal injuries, thermal modeling.

I. INTRODUÇÃO

A fibrilação atrial (FA) acomete 1,5 milhão de brasileiros [1] e, de acordo com a SOBRAC (Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas), a estimativa é de que 5 a 10% dos brasileiros terão essa arritmia cardíaca [2]. A FA se tornou um importante problema de saúde pública, sendo responsável por grande consumo de recursos do Sistema Único de Saúde (SUS) brasileiro [3].

O artigo foi submetido para revisão em 10 de Abril de 2020. O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), que são agências de fomento à pesquisa do Brasil.

S. de S. Faria e A. F. da Rocha são do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília, UnB, (e-mail: sylviasfaria@gmail.com; adson@unb.br). P. C. de Souza é do Departamento de Engenharia Mecatrônica da UnB (e-mail: priscillacostadesouza@gmail.com). G. P. Souza, C. F. da Justa e S. de S. R. F. Rosa são da Faculdade do Gama, da UnB (e-mail: gabrielampsouza@gmail.com; clarajusta31@gmail.com; e suelia@unb.br).

A FA é uma desordem no sistema de condução elétrica do coração, no átrio esquerdo (AE), em que o ritmo cardíaco se torna rápido e irregular [4]. A doença reduz a função cardíaca e aumenta o risco de acidente vascular cerebral e de tromboembolismo, entre outros problemas [5]. A principal forma de detecção da doença é o eletrocardiograma [6], [7].

As estratégias farmacológicas disponíveis para o tratamento da FA incluem anticoagulantes e controladores da frequência cardíaca [1]. Os tratamentos clínicos são recomendados para todos os pacientes, enquanto o controle de ritmo é recomendado para os pacientes sintomáticos [1], [5]. No entanto, além de ser um tratamento caro, os fármacos não curam a FA, e pode haver reincidências.

Nesse cenário, a ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF) surgiu como o tratamento mais efetivo para controle do ritmo cardíaco [8]. O principal objetivo desse procedimento é criar uma série de lesões no AE que previnem a FA, eliminando os gatilhos que a iniciam [4]. O mecanismo primário de destruição de tecidos por radiofrequência é a lesão térmica por aquecimento resistivo (Efeito Joule), que acontece na interface entre o tecido e o eletrodo do cateter ablator [9]–[11].

A lesão celular permanente ocorre quando as temperaturas intracelulares atingem cerca de 50 °C, por meio da desnaturação e desidratação das proteínas da membrana celular [12], [13]. As lesões esofágicas variam de eritemas leves até ulcerações e perfurações do esôfago, como a criação da fístula átrio-esofágica (FAE) [14]. Embora o procedimento seja considerado seguro, a proximidade anatômica entre o esôfago e o AE, coloca o esôfago em uma posição vulnerável, deixando o órgão propenso a lesões [8], [15].

Para diminuir possíveis danos à PE, alguns artigos [10], [16]–[19] propõem o resfriamento no esôfago como uma técnica que cria uma barreira térmica no esôfago e gera uma melhor distribuição de temperatura nos tecidos adjacentes [6], [20]. Alguns estudos clínicos [18], [21], [22] mostram a possibilidade de utilizar o resfriamento como método de prevenção de lesões térmicas no esôfago. Dessa forma, o resfriamento pode proporcionar, potencialmente, uma ACRF mais segura em relação às lesões térmicas.

O objetivo do presente estudo foi a análise da distribuição

térmica na parede do esôfago (PE) e a profundidade das lesões, durante a ACRF, causadas nos tecidos cardíaco, conjuntivo e esofágico com e sem o resfriamento da PE. O presente trabalho tem como proposta contribuir em análises que propõem o resfriamento esofágico com medida de diminuição, proteção e prevenção a lesões esofágicas ao relacionar, e comparar, dados da profundidade da lesão e as temperaturas internas nos tecidos em diferentes cenários.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

Os dados relativos à profundidade das lesões geradas pelo eletrodo de ablação durante o procedimento da ACRF foram obtidos por meio da criação de um modelo computacional em 2D, desenvolvido com o *software* COMSOL. O *software* utiliza o método de elementos finitos para a resolução das simulações, além de ser prático para o desenvolvimento da modelagem acoplada dos comportamentos térmico e elétrico do sistema proposto no estudo.

Os tecidos analisados são o miocárdio atrial, o tecido esofágico e o tecido conjuntivo, que está presente entre eles. As propriedades do tecido conjuntivo entre o coração e o esôfago foram consideradas, no presente estudo, como sendo equivalentes às da gordura, da mesma forma que em outros trabalhos [10], [23].

Para a simulação foram consideradas duas distâncias entre a ponta do eletrodo de ablação e a parede externa do esôfago: 2,5 mm e 5 mm. No primeiro cenário, a parede atrial tem 2,5 mm e o tecido conjuntivo 2,5 mm. De acordo com [24], [25] esse cenário corresponde a espessuras dos tecidos próximas à realidade. No segundo cenário, a parede atrial tem 1.5 mm e o tecido conjuntivo tem 1 mm. Nos artigos [24], [25], essa segunda espessura corresponde ao pior cenário.

O artigo [24] se refere a medidas feitas em imagens tomográficas de seres humanos com idade entre 54 e 11 anos. O artigo [25] se refere a medidas feitas nas partes estruturais do coração e em outros órgãos, em seres humanos (17 homens e 9 mulheres) com idades entre 52 e 18 anos. Em ambos os artigos [24], [25], o histórico clínico é desconhecido.

Na Fig. 1 é apresentado o dimensionamento utilizado nas simulações: as espessuras do tecido atrial (A), da gordura (B) e da parede do esôfago (PE). A PE tem a espessura de 3mm [26], [27] e não é alterada na simulação. Somente os valores de A e B são alterados de acordo com os cenários propostos.

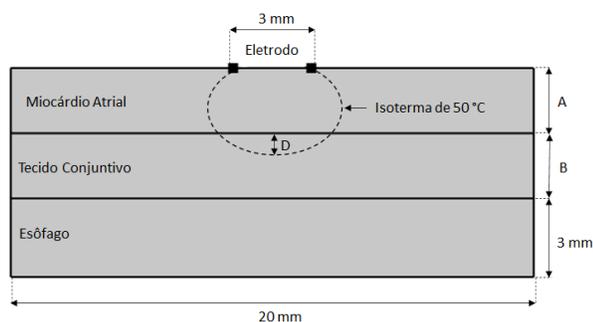


Fig. 1. Geometria do modelo computacional proposto na simulação. (A) espessura da parede atrial; (B) espessura da camada de gordura; (D) espessura da profundidade da lesão gerada.

O eletrodo simulado, que é do tipo não irrigado, tem a espessura de 3 mm (9Fr), como os que são utilizados comercialmente [12], [27]. Para simplificação do modelo, o eletrodo foi considerado em contato com o tecido atrial na posição de 90°, como em outros trabalhos [11], [26], [27]. O tamanho da amostra é de 20 mm.

A profundidade da lesão (D) foi considerada como sendo a medida na qual a isoterma de 50 °C se expande para além da parede do miocárdio do átrio esquerdo. A linha pontilhada preta indica a borda isotérmica de 50 °C e, portanto, descreve o contorno da lesão (Fig. 1). Segundo os estudos [13], [26], [27], a partir da temperatura de 50 °C o tecido sofre dano permanente, ou seja, as ocorrências de lesões esofágicas são mais frequentes.

Para que a simulação seja modelada, as condições térmicas e elétricas devem ser levadas em consideração. As interações térmicas, vistas na Fig. 2), foram construídas de forma que as condições de contorno lateral correspondem à temperatura média corporal, de 37 °C, como feito em outros estudos [13], [19]; essa condição significa que, em uma fronteira distante do eletrodo, a temperatura é de 37 °C. A condição de contorno superior é alterada somente nos pontos em que o eletrodo entra em contato direto com o AE.

A temperatura do eletrodo (T_e) assume valores de 60, 80 e 100 °C. A escolha das temperaturas dos eletrodos foi feita com base em uma revisão da literatura feita pelos autores, que mostra que a ACRF acontece nessas temperaturas. Por exemplo, o artigo [26] simula T_e com 60 e 80 °C. O artigo [13] simula T_e com 100 °C. O artigo [28] simula T_e entre 40 e 100°C.

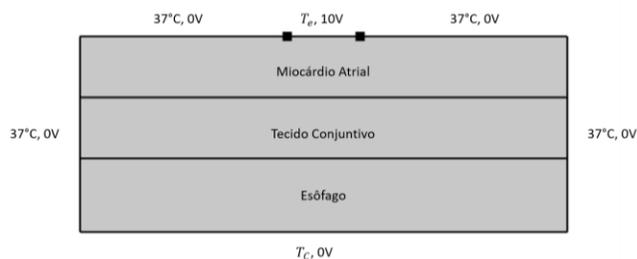


Fig. 2. Distribuição térmica e elétrica para a simulação bidimensional da ACRF do modelo proposto.

A condição de contorno térmica inferior – temperatura de controle (T_c) – foi simulada em duas situações: com 0 °C quando a PE é resfriada; e com a temperatura a 37 °C quando a PE não é resfriada. As interações elétricas e térmicas foram simuladas simultaneamente e o resultado apresentado é uma simulação multifísica com as interfaces acopladas e com o estudo dependente do tempo.

A temperatura de resfriamento escolhida foi de 0 °C porque essa é uma temperatura baixa, mas que não causa o congelamento do tecido, e foi considerada, por isso, uma opção segura. A posição do resfriamento foi escolhida porque a parede do esôfago é uma posição que é facilmente acessível, com o auxílio de aparelhos endoscópicos [10], [29], [30]. Os estudos [10], [29] utilizam um dispositivo para resfriar a PE próximos a 0 °C, 4 °C e 5 °C, respectivamente. Os autores desses artigos

decidiram usar a temperatura de 0°C porque é possível chegar a essa temperatura com o uso de dispositivos que refrigerem a PE interna com água circulante resfriada, como feito em [30].

As condições de contorno elétricas foram tensão constante em 10 V para o eletrodo ativo. A superfície inferior possui uma temperatura especificada, T_c , e um potencial fixado em 0 V para simular o efeito da placa de aterramento ou eletrodo dispersivo [13], [19], [26], [27]. A duração da simulação é de 60 s por se tratar da duração média da ablação cardíaca [13], [26], [27].

As equações que solucionam a simulação são consistentes com as usadas na literatura. A equação de bio-transferência de calor, ou equação de Pennes, é usada em conjunto com a equação de Laplace para que o aquecimento resistivo seja considerado e a solução forneça distribuições precisas da propagação do calor nos tecidos [19]. A equação de Pennes apresenta uma relação quantitativa que descreve o transporte de calor em tecidos humanos, considerando a distribuição de temperatura nos órgãos estudados [19], [28].

Nas frequências de ACRF – de aproximadamente 500 kHz – a energia elétrica é depositada em um pequeno raio em torno do eletrodo ativo e o meio biológico pode ser considerado totalmente resistivo [11], [13]. Os trabalhos [9], [13], [19] também fazem uma abordagem quase estática e, dessa forma, os tecidos são aquecidos pelo efeito Joule. O aquecimento por efeito Joule ocorre predominantemente na região próxima ao eletrodo porque a corrente elétrica é mais densa nesse ponto, ficando menos densa com o aumento da distância, já que ela se espalha para diversas direções. Assim, com o aumento da distância, a corrente fica menos densa e o aquecimento por efeito Joule diminui significativamente, de forma que os tecidos mais distantes são aquecidos majoritariamente por condução térmica [13], [19]. A perfusão sanguínea não é considerada na simulação.

A Tabela I mostra as propriedades elétricas e térmicas para os tecidos simulados. A condutividade elétrica (σ), térmica (k), densidade de massa (ρ) e o calor específico (c) do tecido cardíaco (miocárdio atrial), do tecido conjuntivo e do esôfago foram simulados de acordo com os valores obtidos nos estudos [10], [11], [26].

As simulações foram realizadas com os protocolos de fornecimento de energia de RF: tensão de pico e temperatura constantes. As condições de contorno simuladas estão presentes

TABELA I
CARACTERÍSTICAS ELETRO-TÉRMICAS DOS MATERIAIS UTILIZADOS NA SIMULAÇÃO

Tecidos	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)	c (J/kg.K)	k (W/m.K)
Miocárdio Atrial	0,610	1200	3200	0,70
Tecido Conjuntivo	0,020	900	2222	0,20
Esôfago	0,127	1000	3700	0,40

σ : condutividade elétrica; ρ : densidade de massa; c : calor específico e k : condutividade térmica

nos trabalhos [10], [11], [23], [26], [27] e produzem dados significativos para a análise do tamanho das lesões geradas.

III. RESULTADOS

A simulação computacional foi realizada com os sistemas térmico e elétrico acoplados. A duração da ACRF foi de 60 s, a tensão no eletrodo ativo permaneceu constante, em 10 V. As temperaturas do eletrodo (T_e) e a de controle (T_c) foram simuladas com valores pré-definidos para que houvesse a análise de dados em situações de aquecimento diferentes. As bordas em todos os casos ficaram com temperaturas próximas a 37°C.

Os resultados estão separados em dois cenários: i) a distância entre o eletrodo e a parede esofágica de 5 mm ($A = 2,5$ mm e $B = 2,5$ mm); ii) a distância entre o eletrodo e a parede esofágica de 2,5 mm ($A = 1,5$ mm e $B = 1,0$ mm). Os dados obtidos são: a temperatura na parede esofágica (T_{PE}) – no limiar entre a gordura e o esôfago; e a profundidade da lesão (D).

A. Cenário i: Distância entre o Eletrodo de Ablação e a PE é 5 m

A Fig. 3 mostra o resultado para a $T_e = 60$ °C. A T_{PE} sem o resfriamento esofágico foi de 40,25 °C e, com resfriamento, de 22,43 °C. A medida D foi de 0,558 mm sem resfriamento e com resfriamento 0,165 mm. Com e sem o resfriamento a propagação do calor atingiu a camada de gordura em cerca de 25 s.

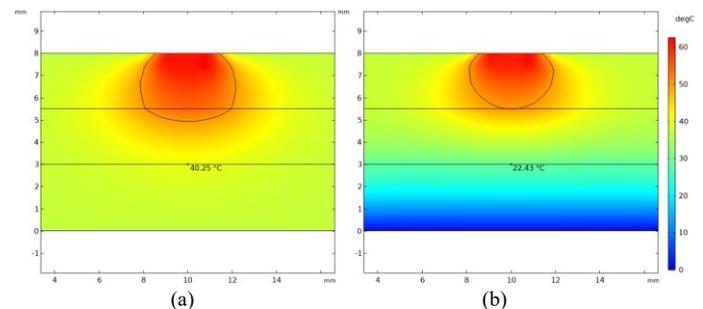


Fig. 3. Simulação da ACRF no cenário i com $T_e = 60$ °C. (a) Sem resfriamento na PE, $T_c = 37$ °C. (b) Com resfriamento na PE, $T_c = 0$ °C.

A Fig. 4 mostra o resultado para a $T_e = 80$ °C. A T_{PE} sem resfriamento foi de 41,75 °C e, com resfriamento, 24,19 °C. A medida D foi de 1,233 mm sem resfriamento e, com resfriamento, 0,670 mm. Com e sem o resfriamento, a propagação do calor atingiu a camada de gordura em cerca de 13s.

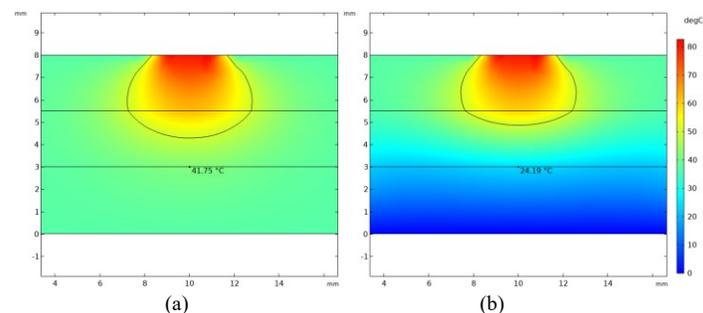


Fig. 4. Simulação da ACRF no cenário i com $T_e = 80$ °C. (a) Sem resfriamento na PE, $T_c = 37$ °C. (b) Com resfriamento na PE, $T_c = 0$ °C.

A Fig. 5 mostra o resultado para a $T_e = 100\text{ }^\circ\text{C}$. A T_{PE} sem resfriamento foi de $42,90\text{ }^\circ\text{C}$ e com resfriamento $25,54\text{ }^\circ\text{C}$. A medida D foi de $1,598\text{ mm}$ sem resfriamento e, com resfriamento, $0,951\text{ mm}$. Com e sem o resfriamento a propagação do calor atingiu a camada de gordura em cerca de 10 s .

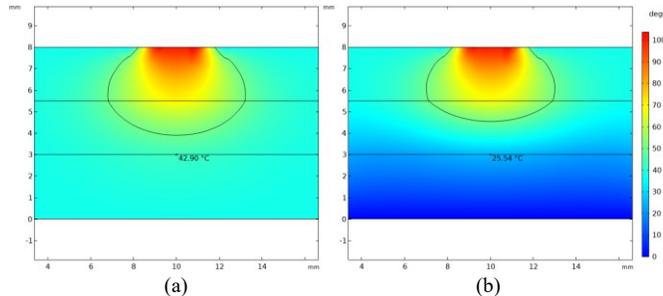


Fig. 5. Simulação da ACRF no cenário i com $T_e = 100\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Sem resfriamento na PE, $T_c = 37\text{ }^\circ\text{C}$. (b) Com resfriamento na PE, $T_c = 0\text{ }^\circ\text{C}$.

As temperaturas das bordas laterais em todas as temperaturas de eletrodo simuladas ficaram em torno de $37\text{ }^\circ\text{C}$. Ou seja, o calor não expande de forma a aumentar a temperatura nas bordas do modelo simulado. A Fig. 6 mostra a relação entre a T_e e D gerada com o aquecimento dos tecidos no cenário i com e sem resfriamento da PE.

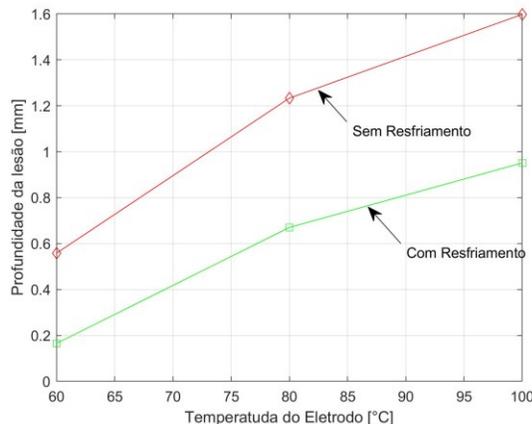


Fig. 6. Temperatura do eletrodo (T_e) relacionada com a profundidade (D) da lesão térmica gerada com o aquecimento dos tecidos no cenário i com e sem resfriamento da PE.

B. Cenário ii: Distância entre o Eletrodo de Ablação e a PE é $2,5\text{ mm}$

A Fig. 7 mostra o resultado para a $T_e = 60\text{ }^\circ\text{C}$. A T_{PE} sem resfriamento foi de $59,65\text{ }^\circ\text{C}$ e com resfriamento $41,53\text{ }^\circ\text{C}$. A medida D foi de $2,248\text{ mm}$ sem resfriamento e, com resfriamento, $0,988\text{ mm}$. Com e sem o resfriamento a propagação do calor atingiu a camada de gordura em cerca de 5 s .

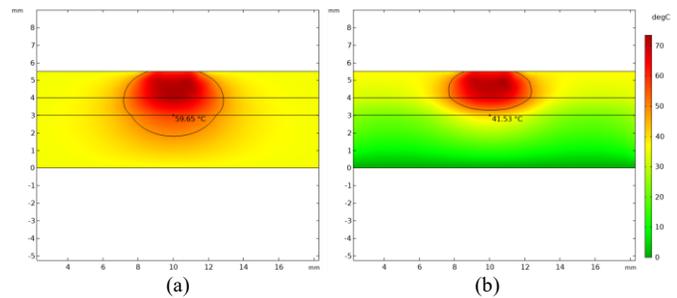


Fig. 7. Simulação da ACRF no cenário ii com $T_e = 60\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Sem resfriamento na PE, $T_c = 37\text{ }^\circ\text{C}$. (b) Com resfriamento na PE, $T_c = 0\text{ }^\circ\text{C}$.

A Fig. 8 mostra o resultado para a $T_e = 80\text{ }^\circ\text{C}$. A T_{PE} sem resfriamento foi de $63,91\text{ }^\circ\text{C}$ e com resfriamento $46,71\text{ }^\circ\text{C}$. A medida D foi de $2,445\text{ mm}$ sem resfriamento e com resfriamento $0,875\text{ mm}$. Sem e com o resfriamento a isoterma associada à propagação do calor atingiu a camada de gordura em 4 s .

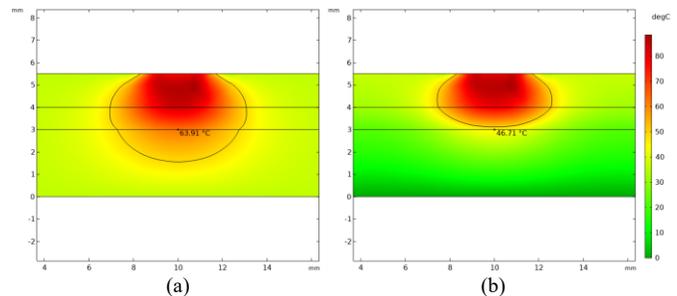


Fig. 8. Simulação da ACRF no cenário ii com $T_e = 80\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Sem resfriamento na PE, $T_c = 37\text{ }^\circ\text{C}$. (b) Com resfriamento na PE, $T_c = 0\text{ }^\circ\text{C}$.

A Fig. 9 mostra o resultado para $T_e = 100\text{ }^\circ\text{C}$. A T_{PE} sem resfriamento foi de $69,64\text{ }^\circ\text{C}$ e, com resfriamento, $50,73\text{ }^\circ\text{C}$. A medida D foi de $2,699\text{ mm}$ sem resfriamento, e, com resfriamento, $1,000\text{ mm}$. Sem e com o resfriamento, a propagação do calor atingiu a camada de gordura em 3 s .

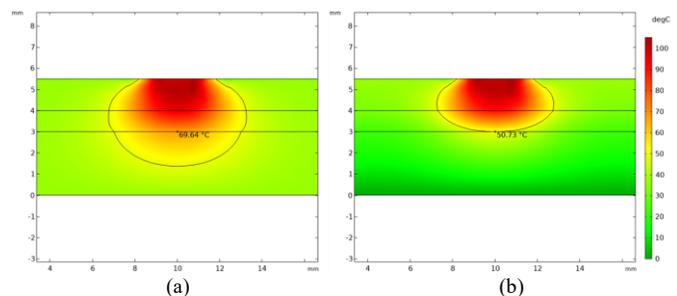


Fig. 9. Simulação da ACRF no cenário ii com $T_e = 100\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Sem resfriamento na PE, $T_c = 37\text{ }^\circ\text{C}$. (b) Com resfriamento na PE, $T_c = 0\text{ }^\circ\text{C}$.

As temperaturas das bordas laterais em todas as temperaturas simuladas ficaram em torno de $37\text{ }^\circ\text{C}$. A Fig. 10 mostra a relação entre a T_e e D gerada com o aquecimento dos tecidos no cenário ii com e sem resfriamento da PE.

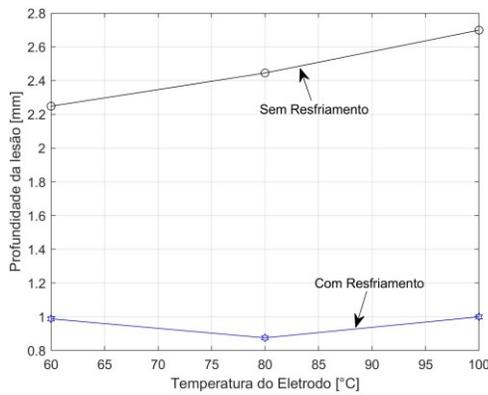


Fig. 10. Temperatura do eletrodo (T_e) relacionada com a profundidade (D) da lesão térmica gerada com o aquecimento dos tecidos no cenário ii com e sem resfriamento da PE.

IV. DISCUSSÃO

A variação da profundidade da lesão está relacionada com a duração da ablação e com a temperatura no eletrodo. Neste estudo, foi avaliado o comportamento da profundidade da lesão vinculado com o resfriamento da parede esofágica para diferentes espessuras dos tecidos e com condições de contorno termoelétricas coerentes com o modelo computacional.

Os dois cenários simularam espessuras diferentes dos tecidos já que estudos como [24], [25], [27] mostraram que estas representam as medidas próximas à realidade clínica. As condições de contorno térmico preservaram a temperatura de contorno, que permaneceu em 37 °C durante o resfriamento da PE nos dois cenários simulados. Nas Fig. 3, 4, 5, 7, 8 e 9, é possível observar esse comportamento próximo ao limite das arestas. Os estudos [19], [28] também utilizaram esta condição térmica em suas simulações.

A. Cenário i

A temperatura T_{PE} diminuiu em pelo menos 40% em todas as temperaturas simuladas para o eletrodo (T_e) quando houve o resfriamento esofágico. O resfriamento quando $T_e = 60$ °C diminuiu a T_{PE} em 44,27%; para $T_e = 80$ °C a T_{PE} diminuiu 42,06%; e para $T_e = 100$ °C a T_{PE} diminuiu 40,46%.

No cenário i, quando $T_e = 60$ °C, a profundidade da lesão foi de 0,558 mm, como é possível ver na Tabela II e na Fig. 3a. A Tabela II mostra resumidamente os dados obtidos graficamente nos resultados.

TABELA II

RESULTADOS PARA O CENÁRIO I COM DADOS DA PROFUNDIDADE DA LESÃO (D) E DA TEMPERATURA NA PE (T_{PE}) COM E SEM RESFRIAMENTO DA PE.

		PE sem Resfriamento		PE com Resfriamento	
		D (mm)	T_{PE} (°C)	D (mm)	T_{PE} (°C)
Cenário i	$T_e = 60$ °C	0,558	40,25	0,165	22,43
	$T_e = 80$ °C	1,233	41,75	0,670	24,19
	$T_e = 100$ °C	1,598	42,90	0,951	25,54

Quando houve o resfriamento, a profundidade da lesão diminuiu em cerca de 70,43% e esta foi a hipótese em que o resfriamento da PE teve o melhor desempenho. Esse é o resultado mais significativo do estudo, mostrando que a ACRF pode ocorrer à temperatura de 60 °C com a menor previsão de lesão nas condições simuladas.

Os estudos [27], [28] afirmam que manter o eletrodo na mesma posição e/ou aumentar a aplicação de energia para um período maior que 60 s pode causar uma lesão mais profunda em consequência da condução térmica nos tecidos nesse cenário. No estudo realizado para $T_e = 60$ °C com a utilização do resfriamento da PE, a profundidade da lesão diminuiu, em média, 0,393 mm e atingiu a camada de gordura após 25 s. Esse resultado mostra que o resfriamento pode ser uma ferramenta importante para evitar e/ou prevenir lesões esofágicas, pois diminui a temperatura dos tecidos adjacentes e, como consequência, retarda o aquecimento por condução nos tecidos.

Para temperaturas superiores em T_e , o resfriamento diminuiu a profundidade da lesão e evitou que o calor alcançasse temperatura superior a 50 °C na PE; porém, o tecido conjuntivo foi atingido quando $T_e = 80$ e 100 °C sem o resfriamento. A profundidade da lesão diminuiu em 45,66 % e 40,49 %, respectivamente com o resfriamento. A Fig. 6 mostra a curva para a temperatura do eletrodo (T_e) relacionada com a profundidade da lesão térmica e é possível verificar que o resfriamento da PE gera uma condição favorável à diminuição da profundidade da lesão. Assim, o estudo também mostrou que a profundidade da lesão tem relação direta com o resfriamento da temperatura na PE.

A relação entre tempo e profundidade da lesão sugere que, com e sem o resfriamento, a temperatura entre os tecidos cardíaco e conjuntivo é atingida em tempos muito semelhantes. Porém, quando a PE é resfriada existe a possibilidade de o tamanho da lesão ser menor devido à diminuição da temperatura interna dos tecidos. O fato de não haver diferença no tempo em que a parede entre o tecido cardíaco e conjuntivo aquecerem ao mesmo tempo com e sem resfriamento reforça a hipótese de que o resfriamento não altera o procedimento da ACRF. O tecido cardíaco danificado será ablado no mesmo momento com e sem resfriamento. A vantagem do resfriamento é diminuir a temperatura interna do esôfago e gerar uma melhor distribuição da condução de , diminuindo as lesões térmicas no esôfago.

Os estudos [11], [28] mostram que a propagação do calor, após o desligamento do eletrodo continua por condução térmica; o resultado obtido sugere a hipótese de que o resfriamento pode ser uma ferramenta para contornar esse problema, ou criar uma condição mais favorável, já que profundidade da lesão diminuiu com o resfriamento da PE.

B. Cenário ii

No cenário ii, a temperatura T_{PE} diminuiu, em média, 28,14% em todas as temperaturas T_e simuladas com o resfriamento. Para $T_e = 60$ °C e 80°C, a T_{PE} diminuiu 30,37% e 26,91 %, respectivamente. Por outro lado, para $T_e = 100$ °C, a T_{PE} diminuiu 27,15%. O estudo no cenário ii mostrou uma menor redução da T_{PE} do que o cenário i. A justificativa para esse dado pode estar relacionada à dinâmica da condução de calor e a condições térmicas geradas durante o resfriamento.

Quando $T_e = 100\text{ }^\circ\text{C}$, a T_{PE} sem resfriamento foi de $69,64\text{ }^\circ\text{C}$. Nessa temperatura as células entram em desnaturação, tendo assim, um risco de lesão alto. O estudo [9] mostra que, a partir de $47,90\text{ }^\circ\text{C}$, o dano pode ser permanente na membrana celular. E o estudo [28] mostra que em temperaturas a partir de $50\text{ }^\circ\text{C}$ a condução do calor, mesmo com o ablator desligado, pode causar lesões devido à sua propagação. O artigo [31] mostra que, em temperaturas superiores a $60\text{ }^\circ\text{C}$, há morte celular instantânea. Com o resfriamento, a temperatura na PE foi de $50,73\text{ }^\circ\text{C}$ e não se evitou que o tecido superaquecesse nesse ponto, o que sugere que poderia ocorrer lesão no esôfago, mesmo com o resfriamento.

A profundidade da lesão diminuiu, com o resfriamento, em $56,05\%$ para $T_e = 60\text{ }^\circ\text{C}$, em $64,21\%$ para $T_e = 80\text{ }^\circ\text{C}$ e $62,95\%$ para $T_e = 100\text{ }^\circ\text{C}$. A Tabela 3 mostra resumidamente os dados obtidos graficamente nos resultados. A Fig. 10 mostrou a curva para a temperatura do eletrodo (T_e) relacionada com a profundidade da lesão térmica e é possível concluir que o resfriamento da PE tem alto impacto na relação entre essas variáveis.

TABELA III
RESULTADOS PARA O CENÁRIO II COM DADOS DA PROFUNDIDADE DA LESÃO (D) E DA TEMPERATURA NA PE (T_{PE}) COM E SEM RESFRIAMENTO DA PE.

		PE sem Resfriamento		PE com Resfriamento	
		D (mm)	T_{PE} ($^\circ\text{C}$)	D (mm)	T_{PE} ($^\circ\text{C}$)
Cenário ii	$T_e = 60\text{ }^\circ\text{C}$	2,248	59,65	0,988	41,53
	$T_e = 80\text{ }^\circ\text{C}$	2,445	63,91	0,875	46,71
	$T_e = 100\text{ }^\circ\text{C}$	2,699	69,64	1,000	50,73

O artigo [29] faz ablação em suíno e mostra que com a diminuição da temperatura do esôfago a $4\text{ }^\circ\text{C}$ a espessura da lesão diminuiu em $44,5\%$ em comparação com a temperatura de $37\text{ }^\circ\text{C}$. O presente estudo mostra que nos cenários i e ii a modelagem matemática desenvolvida consegue prever e confirmar características sem utilizar tecidos vivos. A avaliação por meio da simulação pode mudar parâmetros e testar hipóteses para minimizar os riscos do procedimento da ACRF. Sobretudo, com a dificuldade de trabalhar com tecidos vivos de animais ou seres humanos.

A relação tempo e profundidade da lesão no cenário ii mostrou que a espessura dos tecidos é um dado significativo durante a ACRF. Os estudos [9], [15], [28] relatam a importância de exames de imagem antes da AC para que o médico decida a T_e e a duração do pulso para maior segurança do paciente. Os resultados sugerem que verificar a espessura dos órgãos é necessária para a realização da ACRF.

O aquecimento acima de $50\text{ }^\circ\text{C}$ pode ocorrer porque o resfriamento não atingiu o tempo de tecido suficiente para evitar lesões ou o pico de tensão estava muito alto e gerou muito calor. Mais estudos seriam necessários para melhorar o modelo. Se a ablação ocorrer nos mesmos casos, talvez ocorram lesões mais profundas entre os tecidos. Assim, o resfriamento trouxe a possibilidade de diminuir a curva de temperatura e, portanto, potencialmente evitar lesões térmicas, porém, existe a

necessidade de trabalhar no tema para obtenção de mais resultados.

V. CONCLUSÃO

Em um sistema de ACRF, o ideal é que ocorra a morte de células com funcionamento anômalo, mas com o menor número possível de morte de células saudáveis. Os resultados da presente proposta sugerem que o resfriamento da parede esofágica permite que ocorra a ablação efetiva, com a minimização da lesão em regiões com células saudáveis. A profundidade da lesão é uma medida que envolve a temperatura e o tempo. O estudo relacionou essas variáveis e obteve melhorias significativas com uso do resfriamento da parede esofágica para a diminuição da possível lesão esofágica criada com diferentes temperaturas no eletrodo. Os dois cenários estudados mostraram que no cenário ii, com a menor espessura dos tecidos, a ACRF sem resfriamento pode criar lesões profundas como a FAE, por exemplo.

Com os resultados motivadores, em estudos futuros, o grupo pretende seguir explorando o tema e fazer análises mais aprofundadas do modelamento matemático do sistema da ACRF com o resfriamento da PE.

REFERÊNCIAS

- [1] D. B. de Oliveira, "Estudo sobre o efeito de técnicas preventivas na incidência de lesões esofageanas após ablação do átrio esquerdo para tratamento de fibrilação atrial," *USP Thesis*, p. 119, 2015.
- [2] S. B. de Cardiologia, "SOBRAC - Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas," *Online*, 2018. <https://sobrac.org/home/> (accessed Aug. 01, 2019).
- [3] L. Magalhães, "Diretrizes Brasileiras de Fibrilação Atrial," *Rev. da Soc. Bras. Cardiol.*, vol. 106, no. 2, pp. 1–15, 2016, doi: 10.5935/abc.20160055.
- [4] G. Y. H. Lip, "Atrial fibrillation," *Nat. Rev. Dis. Prim.*, vol. 2, pp. 1–26, Mar. 2016, doi: 10.1038/nrdp.2016.16.
- [5] J. L. Thanavaro, "Catheter Ablation for Atrial Fibrillation," *J. Nurse Pract.*, vol. 15, no. 1, pp. 19–25.e1, 2019, doi: 10.1016/j.nurpra.2018.07.017.
- [6] A. Costa Martinez, F. Walter Dafico Pfrimer, M. Scroccaro Costa, and A. Yoshihiro Nakano, "How to Develop a Single Channel Electrocardiograph with a Low Budget," *IEEE Lat. Am. Trans.*, vol. 16, no. 4, pp. 1057–1063, 2018, doi: 10.1109/TLA.2018.8362137.
- [7] M. L. Ramirez, R. V. Esparza, R. O. Reyna, J. U. M. Minjares, R. O. V. Chávez, and R. J. P. Chimal, "A Novel Methodology for Calculating Heart Rate using Image Processing," *Ieee Lat. Am. Trans.*, vol. 14, no. 8, pp. 3522–3527, 2016.
- [8] M. Seanavacca, "Current atrial fibrillation ablation: An alert for the prevention and treatment of esophageal lesions," *Arq. Bras. Cardiol.*, vol. 106, no. 5, pp. 354–357, 2016, doi: 10.5935/abc.20160078.
- [9] M. Olson, T. Nantsupawat, N. Sathnur, and H. Roukoz, *Cardiac ablation technologies*. Elsevier Inc., 2018.
- [10] E. J. Berjano and F. Hornero, "A cooled intraesophageal balloon to prevent thermal injury during endocardial surgical radiofrequency ablation of the left atrium: A finite element study," *Phys. Med. Biol.*, vol. 50, no. 20, 2005, doi: 10.1088/0031-9155/50/20/N03.
- [11] E. J. Berjano and F. Hornero, "Thermal-electrical modeling for epicardial atrial radiofrequency ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 8, pp. 1348–1357, 2004, doi: 10.1109/TBME.2004.827545.
- [12] M. Olson, T. Nantsupawat, N. Sathnur, and H. Roukoz, *Cardiac Ablation Technologies*. Elsevier Inc., 2019.
- [13] A. González-Suárez and E. Berjano, "Comparative analysis of different methods of modeling the thermal effect of circulating blood flow during RF cardiac ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, no. 2, pp. 250–259, 2016, doi: 10.1109/TBME.2015.2451178.
- [14] E. Constanciel, "Design and evaluation of a transesophageal HIFU probe

- for ultrasound-guided cardiac ablation: Simulation of a HIFU mini-maze procedure and preliminary ex vivo trials," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 60, no. 9, pp. 1868–1883, 2013, doi: 10.1109/TUFFC.2013.2772.
- [15] L. Yatziv, J. Ibarz, N. Strobel, S. Datta, and G. Sapiro, "Esophagus silhouette extraction and reconstruction from fluoroscopic views for cardiac ablation procedure guidance," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 15, no. 5, pp. 703–708, 2011, doi: 10.1109/TITB.2011.2162247.
- [16] D. C. Schroeder, "Intravascular Cooling Device Versus Esophageal Heat Exchanger for Mild Therapeutic Hypothermia in an Experimental Setting," *Anesth. Analg.*, pp. 1–8, 2018, doi: 10.1213/ane.0000000000003922.
- [17] H. A. E. W. Lim, G. A. Cogert, C. S. Cameron, V. Y. Cheng, and D. A. Sandler, "Atrioesophageal Fistula During Cryoballoon Ablation for Atrial Fibrillation," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 25, no. 2, pp. 208–213, 2014, doi: 10.1111/jce.12313.
- [18] T. Tsuchiya, K. Ashikaga, S. Nakagawa, K. Hayashida, and H. Kugimiya, "Atrial fibrillation ablation with esophageal cooling with a cooled water-irrigated intraesophageal balloon: A pilot study," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 18, no. 2, pp. 145–150, 2007, doi: 10.1111/j.1540-8167.2006.00693.x.
- [19] C. Berkmortel, H. Avari, and E. Savory, "Computational Modelling Of Radiofrequency Cardiac Ablation To Study The Effect Of Cooling On Lesion Parameters," *CSME Int. Congr. 2018 May*, pp. 1–5, 2018, doi: 10.25071/10315/35233.
- [20] J. C. Cobos Torres and M. Abderrahim, "Measuring Heart and Breath Rates by Image Photoplethysmography using Wavelets Technique," *IEEE Lat. Am. Trans.*, vol. 15, no. 10, pp. 1864–1868, 2017, doi: 10.1109/TLA.2017.8071228.
- [21] E. Kulstad, M. Mercado-Montoya, and S. Shah, "Influence of thermal conductivity on esophageal protection with a cooling device during high-power short-duration radiofrequency ablation," *Eur. Heart J.*, vol. 40, no. Supplement_1, p. 2019, 2019, doi: 10.1093/eurheartj/ehz748.0611.
- [22] J. John, L. Garg, M. Orosey, T. Desai, D. E. Haines, and W. S. Wong, "The effect of esophageal cooling on esophageal injury during radiofrequency catheter ablation of atrial fibrillation," *J. Interv. Card. Electrophysiol.*, vol. 58, no. 1, pp. 43–50, 2020, doi: 10.1007/s10840-019-00566-3.
- [23] S. de S. Faria, P. C. de Souza, G. P. Souza, S. de S. R. F. Rosa, and A. F. da Rocha, "Estudo sobre a propagação do calor durante o procedimento de ablação cardíaca com e sem resfriamento da parede esofágica," in *Anais do XII Simpósio de Engenharia Biomédica - IX Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas*, 2018, pp. 1–4, doi: 10.5281/zenodo.3459549.
- [24] K. Lemola, "Computed Tomographic Analysis of the Anatomy of the Left Atrium and the Esophagus Implications for Left Atrial Catheter Ablation," *Am. Hear. Assoc.*, vol. 110, no. 24, pp. 3655–3660, 2004, doi: 10.1161/01.CIR.0000149714.31471.FD.
- [25] S. Y. Ho, D. Sanchez-Quintana, J. A. Cabrera, and R. H. Anderson, "Anatomy of the left atrium: Implications for radiofrequency ablation of atrial fibrillation," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 10, no. 11, pp. 1525–1533, 1999, doi: 10.1111/j.1540-8167.1999.tb00211.x.
- [26] E. J. Berjano and F. Hornero, "What affects esophageal injury during radiofrequency ablation of the left atrium? An engineering study based on finite-element analysis," *Physiol. Meas.*, vol. 26, no. 5, pp. 837–848, 2005, doi: 10.1088/0967-3334/26/5/020.
- [27] J. J. P. Erez, A. D'avila, 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, doi: 10.1111/jce.12630.
- [28] R. M. Irastorza, A. D'avila, 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, doi: 10.1111/jce.13363.
- [29] M. M. Montoya, "Protecting the esophagus from thermal injury during radiofrequency ablation with an esophageal cooling device," *J. Atr. Fibrillation*, vol. 11, no. 5, pp. 1–7, 2019, doi: 10.4022/jafb.2110.
- [30] T. Kuwahara, "Oesophageal cooling with ice water does not reduce the incidence of oesophageal lesions complicating catheter ablation of atrial fibrillation: Randomized controlled study," *Europace*, vol. 16, no. 6, pp. 834–839, 2014, doi: 10.1093/europace/eut368.
- [31] M. Sagerer-Gerhardt and H. P. Weber, "Influence of catheter orientation on lesion formation in bovine myocardium by using an open-irrigated laser ablation catheter," *Lasers Med. Sci.*, vol. 31, no. 7, pp. 1333–1338, 2016, doi: 10.1007/s10103-016-1980-1.



Sylvia de Sousa Faria possui graduação em Engenharia Eletrônica (2015) e mestrado em Engenharia Biomédica (2018) pela Universidade de Brasília (UnB). Atualmente faz doutorado, em sistemas eletrônicos e automação, na mesma universidade. Tem experiência na área de Engenharia Eletrônica, com ênfase em instrumentação biomédica e modelagem computacional de sistemas ablativos.



Priscilla da Costa Souza possui graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade de Brasília (2019). Atualmente faz mestrado na área de Engenharia Mecatrônica na mesma universidade. Tem experiência na área de Engenharia Eletrônica, com ênfase em instrumentação biomédica e modelagem computacional de sistemas ablativos.



Gabriela Pessoa Souza faz graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade de Brasília. Atualmente faz iniciação científica. Tem experiência na área de Engenharia Eletrônica, com ênfase em instrumentação biomédica e modelagem computacional de sistemas ablativos.



Clara Fonseca da Justa faz graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade de Brasília. Tem experiência na área de Engenharia Eletrônica, com ênfase em instrumentação biomédica e modelagem computacional de sistemas ablativos.



Adson Ferreira da Rocha possui graduação em Engenharia Elétrica pela Universidade de Brasília (1988), mestrado em Engenharia Elétrica pela Universidade Estadual de Campinas (1991) e doutorado pela University of Texas at Austin (1997). Atualmente é Professor da Universidade de Brasília. Tem experiência na área de Engenharia Elétrica, com ênfase em instrumentação biomédica e processamento de sinais biomédicos.



Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury

Rosa possui graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (2001), mestrado em Engenharia Eletrônica e Mecatrônica pelo Instituto Tecnológico de Aeronáutica (2005) e doutorado em Engenharia Eletrônica e Biomédica pela Universidade de Brasília (2008). Atualmente é Professora Associada da Universidade de Brasília. Tem experiência na área de Engenharia Eletrônica, com ênfase em instrumentação biomédica e modelagem matemática de sistemas fisiológicos.