

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

Análise da Propagação de Calor durante a Ablação Cardíaca por Radiofrequência com a Tecnologia CETER

Autora: Clara Fonseca da Justa

Orientadora: Profa. Ma. Sylvia de Sousa Faria

Coorientadora: Profa. Dra. Suélia de Siqueira R. F. Rosa

Brasília, DF

2021



Clara Fonseca da Justa

Análise da Propagação de Calor durante a Ablação Cardíaca por Radiofrequência com a Tecnologia CETER

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: Profa. Ma. Sylvia de Sousa Faria

Coorientador: Profa. Dra. Suélio de Siqueira R. F. Rosa

Brasília, DF

2021

Clara Fonseca da Justa

Análise da Propagação de Calor durante a Ablação Cardíaca por Radiofrequência com a Tecnologia CETER/ Clara Fonseca da Justa. – Brasília, DF, 2021-
57 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Profa. Ma. Sylvia de Sousa Faria

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2021.

1. Fístula átrio-esofágica. 2. Resfriamento esofágico. I. Profa. Ma. Sylvia de Sousa Faria. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Análise da Propagação de Calor durante a Ablação Cardíaca por Radiofrequência com a Tecnologia CETER

CDU

Clara Fonseca da Justa

Análise da Propagação de Calor durante a Ablação Cardíaca por Radiofrequência com a Tecnologia CÉTER

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, 04 de novembro de 2021:

Profa. Ma. Sylvia de Sousa Faria
Orientadora

Profa. Dra. Suélia de Siqueira R. F. Rosa
Coorientadora

Prof. Ms. Alexandre Seiji Fukuda Ribas
Convidado 1

Profa. Andréa Henrique Campos da Fonseca
Convidado 2

Brasília, DF
2021

*Este trabalho é dedicado à todos que
acreditaram em mim, em especial minha família.*

Agradecimentos

Agradeço à Deus pelo dom da vida, pelas oportunidades e pessoas que Ele colocou em meu caminho para participarem da minha trajetória. Sem Ele nada seria possível.

Agradeço à toda a minha família, a pessoa que eu sou hoje existe por ter tido eles ao meu lado. Agradeço aos meus pais, por investirem e acreditarem em mim todos os dias. Agradeço as minhas irmãs por me apoiarem em todos os momentos de dificuldade e me cercarem de amor.

Agradeço por ter tido a oportunidade de ser orientada por profissionais tão competentes e que tenho grande admiração. Agradeço por carregarem sempre o conhecimento técnico ao lado do respeito e consideração com o ser humano. Profa. Sylvia, muito obrigada por toda orientação, puxão de orelha e cuidado e atenção com o meu trabalho e comigo. Profa. Suelia, obrigada por ter me apresentado a pesquisa quando ingressei na Universidade, pelos vários ensinamentos e por me proporcionar tantas oportunidades, pude receber muito mais do que conhecimento.

À todos aqueles que passaram pela minha vida e de alguma forma deixaram um pedaço deles comigo e contribuíram para que eu chegasse até aqui, meu mais sincero obrigada.

Por fim, agradeço a minha banca examinadora do TCC1 e do TCC2 por cada conselho para melhoria do meu trabalho. Prof. Adson, Prof. Alexandre, Profa. Andréa e Profa. Priscilla, me sinto grata e honrada por ter tido profissionais de excelência como avaliadores.

“Nós não somos estudantes de alguma disciplina, mas estudantes de problemas. E problemas podem atravessar diretamente as fronteiras de qualquer matéria ou disciplina.”
(Karl Popper)

Resumo

Este trabalho analisa a distribuição do calor durante o procedimento da ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF) para o tratamento da fibrilação atrial (FA). A FA é uma doença que afeta mais de 33 milhões de pessoas no mundo e tende a piorar os efeitos com o envelhecimento da população. Assim, o estudo propôs a avaliação de diferentes cenários de resfriamento na parede esofágica durante a ACRF. O calor gerado pelo eletrodo durante a ACRF pode gerar a formação de lesões térmicas em tecidos adjacentes ao tecido cardíaco, como a fístula átrio-esofágica (FAE) que se forma entre o átrio esquerdo e o esôfago. Como forma de prevenir a formação de lesões, reversíveis ou não, o uso do resfriamento esofágico tem sido estudado como forma eficiente de prevenir a FAE e outras lesões térmicas durante a ACRF. A análise desenvolvida nesse estudo foi feita através de simulações computacionais em 3D, por meio do software de modelamento COMSOL Multiphysics. O sistema projetado foi acoplado com o desenvolvimento de uma simulação térmica, elétrica e com fluxo sanguíneo. Os tecidos cardíaco, tecido conjuntivo e tecido esofágico possuem espessuras próximas as reais, assim como os dispositivos de resfriamento Peltier que são modelos comerciais. A simulação incluiu diferentes cenários: a ACRF sem interferência e quatro diferentes hipóteses de malhas de resfriamento. O trabalho traz como resultado a temperatura interna entre os órgãos, o volume da lesão e a propagação do calor no período de 60, 90 e 120 s. O eletrodo posicionado a 90° e a tensão fixa em 17 V. Como resultado obteve-se a redução do volume da lesão, no cenário com o resfriamento ideal de 11.81% e da temperatura 57.53%. Com o uso do Peltier o resfriamento mais eficiente atingiu uma redução na temperatura de 9.31%. O estudo indica que o tamanho e a disposição dos Peltiers na parede esofágica, interferem na eficiência do resfriamento. Portanto, o resfriamento esofágico mostrou-se efetivo em diminuir as temperaturas em regiões adjacentes ao tecido cardíaco, sem afetar a eficiência do procedimento da ACRF, causando redução na profundidade e volume da lesão gerada, de forma a gerar maior segurança para o paciente nas condições simuladas.

Palavras-chaves: simulação computacional. resfriamento esofágico. ablação cardíaca. lesão térmica. volume da lesão.

Abstract

This work analyzes the heat distribution during the radiofrequency cardiac ablation (RFCA) procedure for atrial fibrillation (AF) treatment. AF is a disease that affects more than 33 million people worldwide and worsens its effects as the population ages. Thus, the study proposed the evaluation of different cooling scenarios in the esophageal wall during RFCA. The heat generated by the electrode during RFCA can create thermal lesions in tissues adjacent to the cardiac tissue, such as the atrial-esophageal fistula (AEF) that forms between the left atrium and the esophagus. To avoid and prevent AEF and other thermal injuries, reversible or not, during RFCA the esophageal cooling has been studied. The analysis developed in this study was carried out through computer simulations in 3D, using COMSOL Multiphysics modeling software. The designed system was coupled with the development of a thermal, electrical, and blood flow simulation. Cardiac, connective, and esophageal tissue have thicknesses close to real and Peltier cooling devices that are commercial models. The simulation included different scenarios: the RFCA without interference and four different cooling loop hypotheses. The work brings, as a result, the internal temperature between the organs, the lesion volume, and the heat propagation in the period of 60, 90, and 120 s. The electrode was positioned at 90° and the voltage fixed at 17 V. As a result, the lesion volume was reduced in the scenario with ideal cooling of 11.81% and temperature of 57.53%. With the use of Peltier, the most efficient cooling achieved a 9.31% temperature reduction. The study indicates that the size and arrangement of Peltiers on the esophageal wall interfere with cooling efficiency. Therefore, esophageal cooling proved to be effective in decreasing temperatures in regions adjacent to the cardiac tissue without affecting the efficiency of the RFCA procedure, causing a reduction in the depth and volume of the lesion generated to create more excellent safety for the patient under the conditions simulated.

Key-words: computer simulation. esophageal cooling. cardiac ablation. thermal injury. lesion volume.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Geometria do Modelo. Geometria e dimensões do modelo desenvolvido.	31
Figura 2 – Características Térmicas. Características térmicas do modelo desenvolvido.	32
Figura 3 – Características Elétricas. Características elétricas do modelo desenvolvido.	32
Figura 4 – Volume da Lesão. Dimensões do volume da lesão.	34
Figura 5 – Propagação do Calor Propagação do calor nos cinco cenários nos tempos de 60s, 90s e 120s.	37

Lista de tabelas

Tabela 1 – Características dos Materiais. Características dos materiais usados no modelo teórico.	34
Tabela 2 – Temperatura nos P_A e P_B . Temperatura nos P_A e P_B no tempo de 60s, 90s e 120s.	36
Tabela 3 – Dimensões e volume da lesão. Dimensões e volume da lesão pela análise da isoterma.	36

Lista de abreviaturas e siglas

RF	Radiofrequência
ACRF	Ablação Cardíaca por Cateter por Radiofrequência
FAE	Fístula Átrio-Esofágica
FGA	Faculdade do Gama
UnB	Universidade de Brasília
MEF	Método dos Elementos Finitos
AVC	Acidente Vascular Cerebral
FA	Fibrilação Atrial
CETER	Controlador Esofágico de Temperatura e Resfriamento

Lista de símbolos

T_C	Temperatura de resfriamento
T_B	Temperatura do esôfago
T	Temperatura
ρ	Massa específica
c	Calor específico
k	Condutividade térmica
Q_m	Taxa metabólica da geração de calor
Q_p	Calor perdido da perfusão no sangue
q	Fonte de calor gerada pela RF
u_o	Campo de velocidade do sangue
Φ	Tensão
σ	Condutividade elétrica
J	Densidade da corrente
E	Força do campo elétrico
μ	Viscosidade do sangue
P	Pressão sanguínea
F	Força

Sumário

1	INTRODUÇÃO	25
1.1	Objetivo geral	27
1.2	Objetivo específico	27
1.3	Pergunta de Pesquisa	27
1.4	Próximo Capítulo	27
2	ANÁLISE COMPUTACIONAL DE MODELAGEM 3D DO RES- FRIAMENTO ESOFÁGICO DURANTE A ABLAÇÃO CARDÍACA POR RADIOFREQUÊNCIA	29
3	CONCLUSÃO	41
	REFERÊNCIAS	43
	ANEXOS	47
	ANEXO A – PRIMEIRO ANEXO	49
	ANEXO B – SEGUNDO ANEXO	51
	ANEXO C – TERCEIRO ANEXO	53
	ANEXO D – QUARTO ANEXO	55
	ANEXO E – QUINTO ANEXO	57

1 Introdução

A fibrilação atrial (FA) é a arritmia sustentada mais comum no mundo (SWAANS et al., 2013), capaz de afetar a qualidade de vida dos indivíduos acometidos por ela e a saúde pública (NOUBIAP; NYAGA, 2019). Em torno de 1%-2% da população apresenta essa enfermidade (CHEN; TAI, 2004), sendo o envelhecimento um dos fatores de aumento de risco de ser afetado por ela (ZIMETBAUM, 2017). Definida pelas várias ondas de ativação dentro dos átrios, a FA causa um distúrbio no sistema elétrico do coração (CHEN; TAI, 2004; LIP et al., 2016), o que faz com que o batimento cardíaco se torne acelerado e irregular (LIP et al., 2016). Responsável não só por causar sintomas físicos, como, por exemplo, tontura, palpitações e dor no peito (FELD, 1995), a FA também gera risco de insuficiência cardíaca e de AVC (STEMPFEL et al., 2020; ZULKIFLY; LIP; LANE, 2018). Assim como também gera risco de internação hospitalar e redução da função cognitiva (ZULKIFLY; LIP; LANE, 2018).

Um estudo publicado por Rahman et al. (RAHMAN; KWAN; BENJAMIN, 2014), apresenta a quantidade de indivíduos acometidos pela FA e prevê o aumento da doença em alguns países. Nos EUA cerca de 3-5 milhões de pessoas são acometidas pela doença e prevê-se um aumento para 8 milhões de indivíduos até 2050. Na Europa atualmente estima-se cerca de 8,8 milhões de pessoas com FA e prevê-se que em 2060 sejam cerca de 18 milhões. No Japão a estimativa atual é de 700 mil pessoas e para 2050 a previsão de mais de 1 milhão de pessoas. No caso da China, a FA afeta aproximadamente 3,9 milhões de pessoas e a previsão é para que em 2050, sejam cerca de 460 milhões de indivíduos acometidos pela doença.

A realização do tratamento contra a FA reduz os sintomas e o risco de acidente vascular cerebral (GARTON; DUDZINSKI; KOWEY, 2014). A estratégia farmacológica foi a primeira forma de tratar arritmia cardíaca, mas, por não ser sempre eficiente, apresentando riscos à saúde, seus malefícios levaram os estudiosos à criação de novos métodos (PACKER et al., 2019). A ablação cardíaca surgiu como uma alternativa aos fármacos (LIP et al., 2016). Um recente estudo comparou o tratamento por ablação cardíaca e por medicamento em pacientes com insuficiência cardíaca e fibrilação atrial. Concluiu-se que a ablação por cateter apresentou menor taxa de mortalidade e de internação hospitalar por insuficiência cardíaca, também amenizando as complicações causadas pela FA e melhorando a fração ejetora do ventrículo esquerdo (MARROUCHE et al., 2018).

A categoria de energia mais utilizada atualmente na ablação cardíaca é a radio-frequência (SUGRUE et al., 2020), ela utiliza corrente alternada com frequência de 300 a 750 kHz durante o procedimento. Nesse procedimento, o eletrodo entra em contato com

o tecido e gera um aquecimento para lesioná-lo (FOR et al., 1999). O tecido do corpo humano, apresenta uma grande quantidade de líquido iônico, não é um condutor perfeito, o que resulta em uma lesão térmica por aquecimento resistivo (Efeito Joule). (QADRI; CHIA; OOI, 2017; BRACE, 2009). Para gerar uma lesão irreversível no tecido, é preciso atingir uma temperatura de aproximadamente 50 °C, sendo que a maioria dos procedimentos de ablação ocorrem entre 60 a 75 °C na conexão eletrodo-tecido (FOR et al., 1999). O procedimento pode ser prejudicado ao atingir uma temperatura de 100 °C na interface eletrodo-tecido, interrompendo o fluxo de corrente pelo tecido (FOR et al., 1999; QADRI; CHIA; OOI, 2017).

As lesões geradas pelo procedimento com radiofrequência, podem alcançar regiões além do miocárdio atrial, podendo danificar os tecidos adjacentes a região ablada (SINGH et al., 2008). O aquecimento excessivo dos tecidos, aumenta o risco de gerar uma lesão fora do coração, podendo danificar o esôfago (YAN et al., 2020). Devido à proximidade do esôfago em relação a parede do átrio esquerdo, a anatomia humana traz essa problemática ao realizar o procedimento no átrio esquerdo (HORNERO; BERJANO, 2006; KAPUR et al., 2017), além do fato de que durante a cirurgia é possível que o esôfago se desloque de 2 a 4cm (KAPUR et al., 2017; PATIL; SPRAGG, 2018) tornando o esôfago mais suscetível a lesões nas áreas próximas da ablação endocardial. A lesão causada no esôfago devido ao procedimento da ablação cardíaca, pode ser uma perfuração ou fístula, como: fístula pericárdico-esofágica, perfuração esofágica sem a presença de fístula e a fístula atrioesofágica (FAE) (KAPUR et al., 2017). Independente do tipo de energia utilizada para realizar a ablação cardíaca, a complicação mais temida é a FAE (KORUTH et al.,), sendo ela a segunda causa de morte mais comum após a ablação de FA, juntamente do AVC (KAPUR et al., 2017), além de representar 16% do caso de morte após a ablação cardíaca (OLIVEIRA, 2015).

O monitoramento da temperatura esofágica é uma estratégia utilizada para combater a formação de FAE (KADADO; AKAR; HUMMEL, 2019). O resfriamento esofágico como forma de reduzir a temperatura no esôfago para não ocorrer a condução de altas temperaturas para os tecidos adjacentes ao coração, se mostrou uma solução eficiente para prevenir a FAE (MONTROYA et al., 2019; SOHARA et al., 2014).

O Controlador Esofágico de Temperatura e Resfriamento (CETER) é uma tecnologia patenteada. O CETER é um cateter que resfria a parede esofágica para evitar a formação de lesões térmicas devido a ACRF. A tecnologia é desenvolvida com o uso de látex, o que o torna biocompatível, além de monitorar a temperatura no interior da parede esofágica durante a ablação cardíaca, para verificar se é necessária uma interferência no procedimento devido à alta temperatura (FARIA, 2018).

1.1 Objetivo geral

O presente trabalho tem como objetivo analisar a propagação do calor com diferentes tipos de disposição da malha de resfriamento, por meio de um modelo computacional gráfico em 3D. A malha de resfriamento desenvolvida faz uso de diferentes tipos de dispositivos Peltier, sendo projetada de acordo com as dimensões e características comerciais dos dispositivos de resfriamento utilizado, como forma de buscar o resfriamento mais próximo do real, que apresenta maior eficiência. A eficiência da malha de resfriamento é analisada pelo volume da lesão, onde é possível verificar se a lesão se expande a ponto de atingir o esôfago e gerar algum dano. A análise do volume da lesão é feita com a aplicação de uma isoterma de 50 °C. O objetivo dessa análise é verificar o resfriamento mais eficiente, que pode ser desenvolvido, para tornar a ablação cardíaca mais segura, aprimorando o dispositivo CETER.

1.2 Objetivo específico

- Projetar diferentes tipos de malha de resfriamento;
- Aplicar condições de contorno favoráveis;
- Analisar a temperatura nos pontos entre o miocárdio-tecido conjuntivo e tecido conjuntivo-esôfago, durante a ablação cardíaca;
- Simular o cenário em que a ablação cardíaca está ligada e desligada;
- Calcular o volume da lesão com o uso de uma isoterma de 50 °C.

1.3 Pergunta de Pesquisa

Qual a melhor malha de resfriamento esofágico, por meio de condições de contorno favoráveis, com o uso de parâmetros próximos aos reais e dispositivos comerciais, que apresenta redução no volume da lesão causada pela ablação cardíaca, de forma que não danifique o esôfago e abla o tecido do miocárdio durante a ACRF?

1.4 Próximo Capítulo

O próximo capítulo está em formato de artigo de revista. A revista escolhida é a *Biomedical Engineering OnLine*, revista a qual pretendo submeter esse estudo. Desse modo, as figuras e tabelas já foram construídas em inglês. As figuras, para melhor visualização, estão disponíveis nos Anexos A, B, C e D.

RESEARCH

Análise Computacional de Modelagem 3D do Resfriamento Esofágico durante a Ablação Cardíaca por Radiofrequência

Clara F da Justa^{1*†}, Sylvia de S Faria^{2†} and Suélia de S R F Rosa^{1†}

*Correspondence:

clarajusta31@gmail.com

¹Faculty of Gama, University of Brasília, Gama, Brasília, Brazil

Full list of author information is available at the end of the article

[†]Equal contributor

Abstract

Introdução: O tratamento mais comum para a fibrilação atrial (FA) é a ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF). A condução do calor durante a ACRF pode gerar danos em tecidos adjacentes ao tecido cardíaco. A proximidade do esôfago em relação a parede do átrio esquerdo, fornece risco para formação de fístula atrioesofágica (FAE). O resfriamento esofágico vem sendo estudado como forma eficiente de prevenir e evitar a formação da FAE durante o procedimento da ACRF.

Resultados: O modelo computacional desenvolvido apresenta a temperatura interna entre os tecidos cardíaco-conjuntivo e conjuntivo-esofágico, a redução do volume e da profundidade da lesão gerada durante a ACRF utilizando diferentes malhas de resfriamento com a simulação de Peltiers comerciais. O resfriamento impacta na distribuição da temperatura, de forma a gerar uma redução de 11.81% no volume da lesão e uma redução na temperatura de 57.53% no melhor cenário.

Conclusão: O resfriamento esofágico se mostrou uma alternativa eficiente para reduzir a temperatura no tecido esofágico, sem alterar a eficiência do procedimento da ACRF.

Palavras-chaves: fístula átrio-esofágica; resfriamento esofágico; simulação computacional; volume da lesão; ablação cardíaca.

Introdução

A fibrilação atrial (FA) é a arritmia sustentada mais comum no mundo, em torno de 1 % a 2% da população é acometida por ela [1, 2]. Essa enfermidade é capaz de afetar a qualidade de vida dos indivíduos e a saúde pública [3]. O estudo publicado por Rahman, apresenta a quantidade de indivíduos acometidos pela FA e prevê aumento significativo da enfermidade em locais como EUA, Europa, Japão e China [4].

A ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF) surgiu como o tratamento mais efetivo para controle do ritmo cardíaco [5]. O procedimento da ACRF é feito com o eletrodo em contato com o tecido cardíaco e o uso da geração de aquecimento para lesioná-lo [6]. O tecido do corpo humano apresenta uma grande quantidade de líquido iônico, não é um condutor perfeito, o que resulta em uma lesão térmica por aquecimento resistivo (Efeito Joule) [7, 8].

As lesões geradas pelo procedimento com radiofrequência (RF), podem alcançar regiões além do miocárdio atrial, o que pode vir a danificar os tecidos adjacentes a região ablada [9]. O aquecimento excessivo dos tecidos, aumenta o risco de gerar

uma lesão fora do coração, e assim, danificar o esôfago [10]. Devido à proximidade do esôfago em relação a parede do átrio esquerdo, a anatomia humana apresenta risco de danificar o esôfago ao realizar o procedimento no átrio esquerdo [11, 12], além do fato de que durante a cirurgia é possível que o esôfago se desloque de 2-4cm [12, 13] ficando mais suscetível a lesões nas áreas próximas da ablação endocardial.

A lesão causada no esôfago devido ao procedimento da ACRF, pode ser uma perfuração ou fístula, como: fístula pericárdico-esofágica, perfuração esofágica sem a presença de fístula e a fístula atrioesofágica (FAE) [12]. Independente do tipo de energia utilizada para realizar a ACRF, a complicação mais temida é a FAE [14], sendo ela a segunda causa de morte mais comum após a ablação de FA, juntamente do AVC [12], além de ser a causa de 16% do caso de morte após a ACRF [15].

O presente trabalho tem como objetivo analisar a propagação do calor com diferentes tipos de disposição da malha de resfriamento, por meio de um modelo computacional gráfico em 3D. A malha de resfriamento projetada, faz uso de diferentes tipos de dispositivos Peltier, sendo projetada de acordo com as dimensões e características comerciais dos dispositivos, como forma de buscar o resfriamento mais próximo do real, que apresenta maior eficiência. O estudo vai analisar as temperatura limítrofes entre o tecido cardíaco-conjuntivo e conjuntivo-esofágico, o volume da lesão gerada e a obter imagens geradas da propagação de calor em diferentes momentos da simulação em 60, 90 e 120s.

Metodologia

A análise do sistema de ACRF é realizada com o uso de modelagem matemática, com simulações em 3D por meio do software COMSOL Multiphysics. Sendo o sistema acoplado térmico, elétrico e fluido, e utiliza a solução pelo método dos elementos finitos (FEM). A modelagem utilizada é a compartimental, que é um sistema que contém um ou mais compartimentos que podem estar conectados entre si. Para simular o resfriamento esofágico foram utilizados dispositivos Peltier em tamanhos comerciais por serem componentes que apresentam bom desempenho em resfriar pequenas áreas.

Geometria

A simulação desenvolvida, assim como em outros estudos, apresenta três camadas de tecidos: o tecido cardíaco, o tecido conjuntivo e o tecido esofágico [16, 17]. As medidas são apresentadas na Fig. 1. Inicialmente, por meio de testes, adotou-se largura e comprimento de 30mm cada, para que fosse possível ocorrer a convergência da simulação e evitar efeito de borda [18, 19].

A espessura do esôfago de 3 mm e do sangue de 40 mm, foram calculadas com base nas dimensões usadas em estudos [20, 17]. A espessura do miocárdio de 2.3 mm e do tecido conjuntivo de 5.3 mm, foram calculadas a partir da média das medidas usadas nesses tecidos na modelagem realizada em outro estudo [11]. Devido a força de pressão exercida ao posicionar o cateter no local da ACRF, o cateter foi introduzido no miocárdio com a profundidade de 0.4 mm [21].

As medidas usadas para representar a espessura dos tecidos mencionados se assemelham as reais. A espessura média da parede atrial e da parede esofágica, possuem dimensões de 2.2 ± 0.9 mm e 3.6 ± 1.7 mm, respectivamente. O mesmo

estudo, apresenta a distância de 2.3 ± 1.2 mm como a distância entre o esôfago e a parede do átrio esquerdo [22]. O tecido conjuntivo apresenta uma espessura de 5.6 ± 2.2 mm. O eletrodo utilizado é não irrigado e possui espessura de 3 mm (9Fr) e altura de 1.5 mm, como os que são utilizados comercialmente. O eletrodo está a 90° em relação aos tecidos para simplificação do modelo. [19].

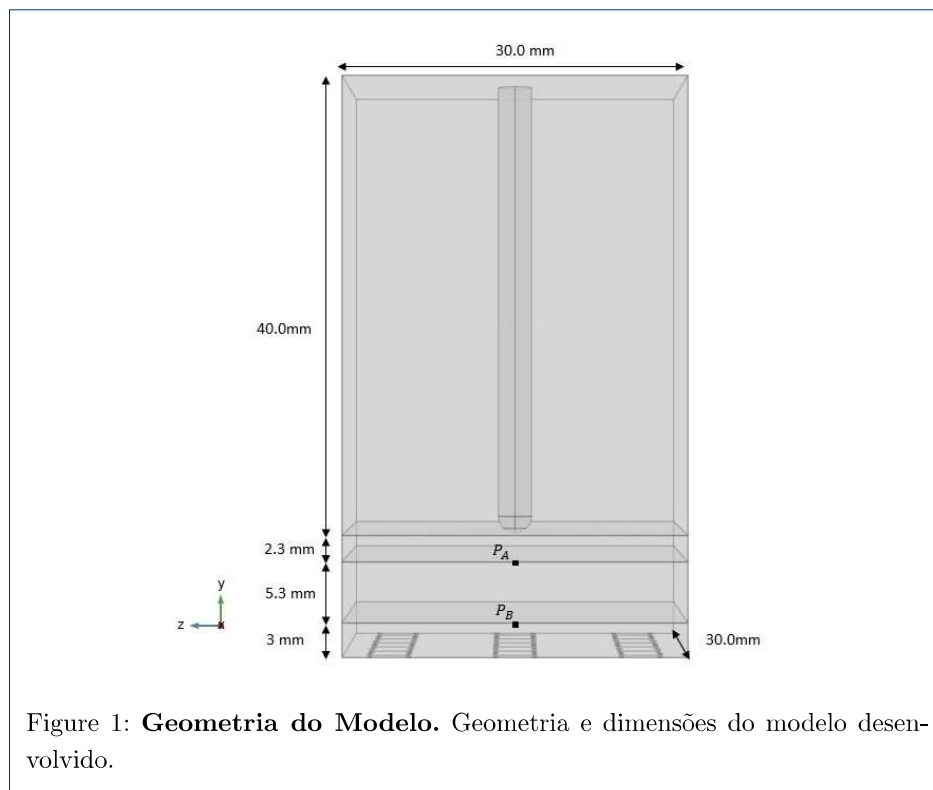


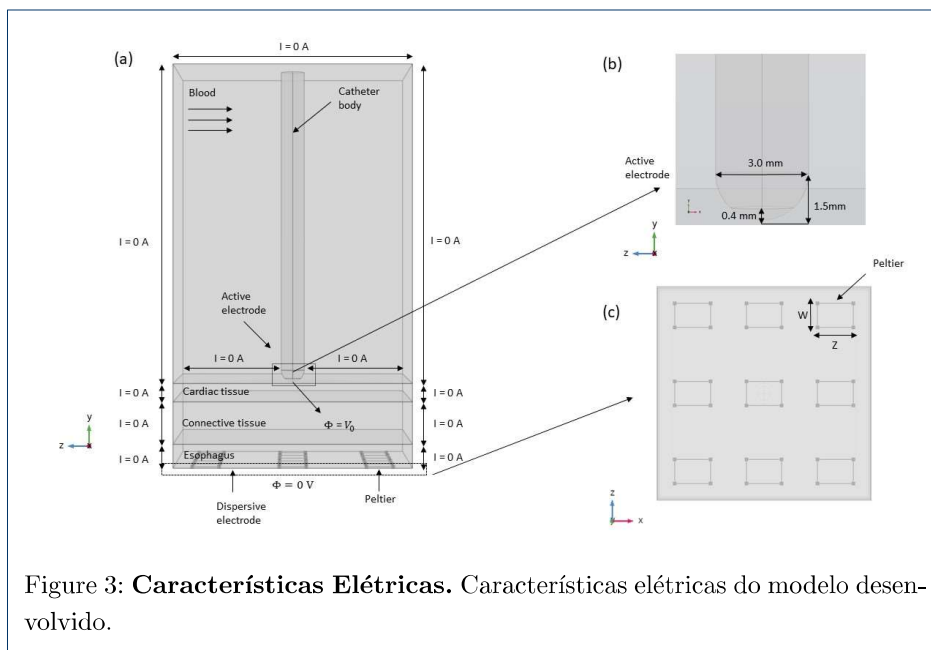
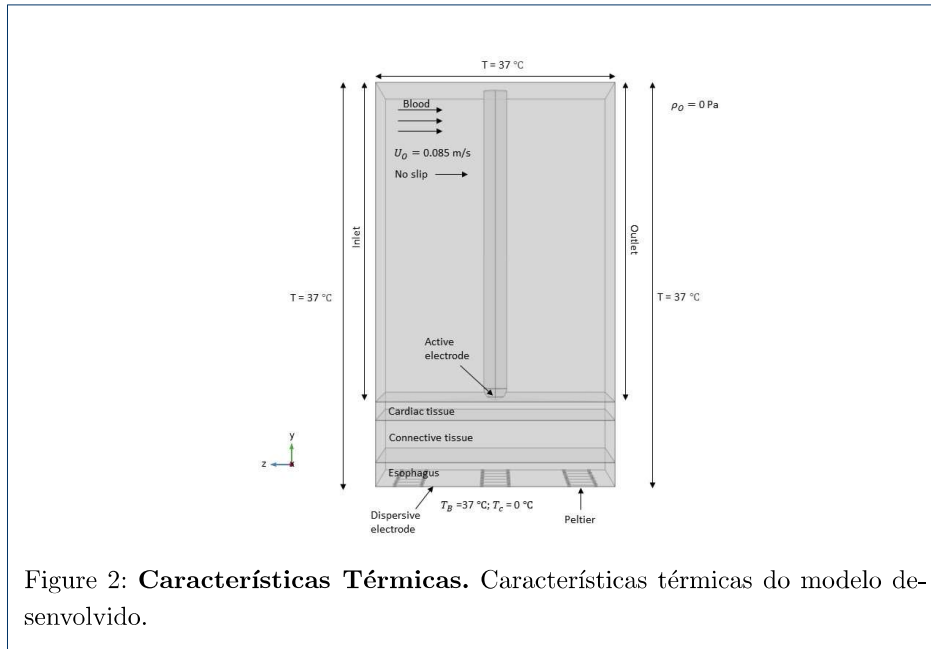
Figure 1: **Geometria do Modelo.** Geometria e dimensões do modelo desenvolvido.

Condições de contorno

As características térmicas e fluidas do modelo, podem ser observadas na Fig. 2. A temperatura inicial do modelo nos tecidos é de 37°C , devido a temperatura corporal [23]. A temperatura de borda do modelo também foi considerada de 37°C . O fluxo laminar foi adotado para representar o fluxo sanguíneo, com velocidade de entrada de 0.0085 m/s, da esquerda para a direita, com saída de pressão de 0 Pa [24, 20].

A parede inferior do esôfago pode ser simulada com duas temperaturas: T_B e T_C . A temperatura T_B corresponde a temperatura do corpo humano com o valor de valor de 37°C [23]. Nesse caso, não haverá nenhum resfriamento. Já, a temperatura T_C corresponde a 0°C e, nesse caso, haverá algum tipo de resfriamento na parede esofágica. O valor de 0°C foi escolhido, pois é uma temperatura viável de ser obtido em laboratório com dispositivos Peltier.

As características elétricas do modelo, podem ser observadas na Fig. 3. O eletrodo ativo possui uma tensão constante de 17 V e o eletrodo dispersivo está localizado na parede do esôfago com tensão de 0 V [25]. O experimento tem duração total de 120s. Entre 0-60s o eletrodo de ACRF está ligado (eletricamente ativo), e entre 61-120s o eletrodo está desligado (eletricamente desativado). O tempo médio de duração da ACRF é de 60s por isso este é o tempo que o eletrodo se mantém ligado [21].



Equações

O sistema desenvolvido é térmico-elétrico-fluido, como em outros estudos que abordam a modelagem computacional da ACRF [10, 16]. O sistema termo-elétrico é regido pela equação de Laplace e pela Equação de Pennes, dessa forma, é possível analisar a transferência de calor ao longo do sistema, e também, o efeito Joule gerado devido a presença do eletrodo [25]. A equação de Pennes, também chamada de “equação da biotransferência de calor”, descreve a transferência de calor em um

organismo vivo, de forma a levar em consideração os efeitos do fluxo sanguíneo na temperatura [26].

A equação de biotransferência de calor é apresentada na Eq. 1, e possui parâmetros como massa específica, calor específico e condutividade térmica do tecido, representados respectivamente por ρ , c e k . A taxa metabólica da geração de calor, o calor perdido da perfusão no sangue e temperatura são representados respectivamente por Q_m , Q_p e T . As variáveis q e u_o são respectivamente fonte de calor gerada pela RF e campo de velocidade do sangue. O valor das variáveis presentes na Eq. 1, tornam Q_m e Q_p desprezíveis.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T q - Q_p + Q_m - \rho c U_o \nabla T \quad (1)$$

A Eq. 2 representa a equação de Laplace, que leva como parâmetros a condutividade elétrica e a tensão.

$$\nabla \sigma \nabla \Phi = 0 \quad (2)$$

No presente estudo o tecido é considerado quase completamente resistivo, devido a faixa de frequência utilizada, por volta dos 500 kHz, e a distância de interesse, podendo ser considerado quase como estático [20]. Assim, é possível relacionarmos a Eq. 1 e 2 pela fonte de calor, resultando da Eq. 3.

$$q = JE \quad (3)$$

A Eq. 3 apresenta o J como a densidade da corrente e E como a força do campo elétrico. O campo elétrico pode ser calculado pelo gradiente da tensão, a partir da segunda lei de Ohm $J = \sigma E$, resultado na Eq. 4.

$$E = - \nabla \Phi \quad (4)$$

A parte fluída representa o fluxo sanguíneo, e é regida pela equação de continuidade e a equação laminar incompressível de Navier-Stokes [25]. A equação de Navier-Stokes é dada pela Eq. 5 e a da continuidade pela Eq. 6.

$$\rho \frac{\partial U_o}{\partial t} + \rho U_o \nabla U_o = -P + \mu \nabla^2 U_o + F \quad (5)$$

Sendo a pressão, a viscosidade do sangue e as forças aplicadas representadas por P , μ e F . Onde, F é nulo, pois não existe a presença de força.

$$\nabla U_o = 0 \quad (6)$$

A equação que rege a resolução da parte fluída é dada pela Eq. 7.

$$\frac{\partial U_o}{\partial t} = \frac{-P}{\rho} \quad (7)$$

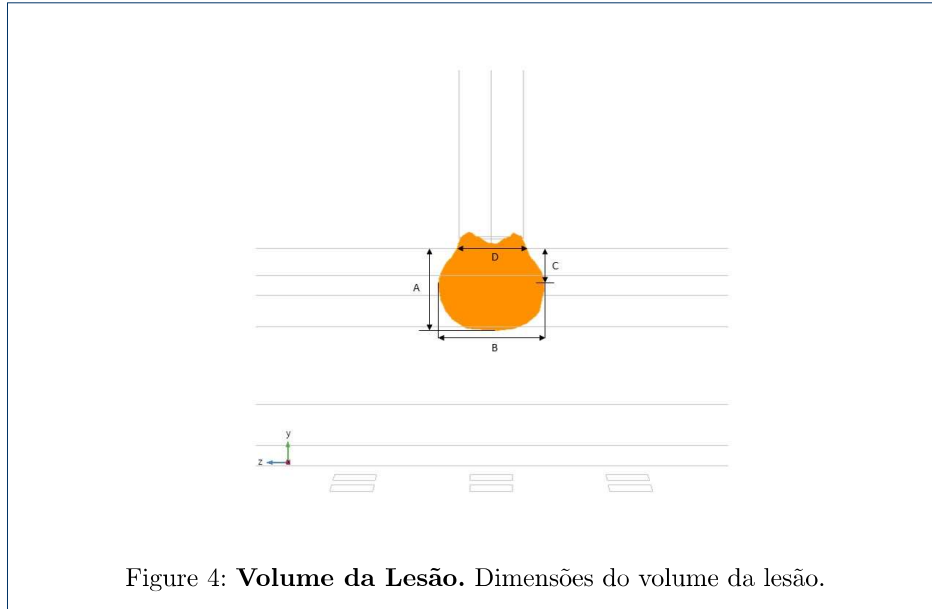
As características dos tecidos e materiais são apresentadas na Tab. 1. As características adotadas para os materiais foram obtidas através de outros trabalhos [19, 24].

Table 1: Características dos Materiais. Características dos materiais usados no modelo teórico.

Element	σ (S m ⁻¹)	k (W m ⁻¹ K ⁻¹)	ρ (kg m ⁻³)	c (J kg ⁻¹ K ⁻¹)
Blood	0.99	0.54	1000	4180
Cardiac Tissue	0.61	0.70	1200	3200
Connective Tissue	0.09	0.40	1000	3200
Esophagus	0.127	0.40	1000	3700
Electrode	4.6×10^6	71	21500	132
Catheter Body	1.0×10^5	0.026	70	1045

Volume da Lesão

O volume da lesão é obtido a partir de uma isoterma de 50 °C, que descreve o contorno da lesão, como mostra a Fig.4.



A temperatura de 50 °C foi adotada por ser a temperatura em que ocorre o dano permanente no tecido, de forma a gerar uma lesão irreversível [27]. O cálculo do volume da lesão é feito com o uso de quatro dimensões obtidas da isoterma, dimensões A, B, C e D, que foram obtidas com o uso do software Comsol. As dimensões podem ser vistas na Fig.4, sendo a dimensão A, a maior profundidade da lesão, a dimensão B o maior diâmetro, a dimensão C a profundidade no ponto

maior do diâmetro e a dimensão D o diâmetro da lesão na superfície. A equação do cálculo do volume da lesão é dada pela Eq. 8 [28].

$$VL = \left[0.75\pi \left(\frac{B}{2} \right)^2 (A - C) \right] - \left[0.25\pi \left(\frac{D}{2} \right)^2 (A - 2C) \right] \quad (8)$$

Descrição dos Cenários

O estudo propôs a análise de cinco cenários para fazer a comparação de diferentes resfriamentos na parede esofágica. As características elétricas, térmicas e fluídas foram as mesmas em todos os cenários. O que diferenciou um cenário do outro foi a temperatura na parede esofágica (T_B e T_C) e os modelos de Peltier nos resfriamentos. Foram utilizados exatamente 9 Peltiers em todas as simulações como desenhado na Fig. 3C. Seguem os cenários simulados:

i) Ablação Cardíaca por Radiofrequência

O cenário i modela a ACRF comum, sem resfriamento. Nesse modelo a temperatura $T_B = 37 \text{ }^\circ\text{C}$ e não há a presença de Peltier. Essa simulação é utilizada como referência para os próximos cenários. As características térmica-elétrica-fluída desse cenário são apresentadas nas Fig. 2 e Fig. 3.

ii) Resfriamento ideal

O cenário ii possui a parede inferior esofágica com $T_C = 0 \text{ }^\circ\text{C}$, de forma a representar o resfriamento ideal durante o procedimento da ACRF, onde é possível que toda a parede esofágica seja resfriada. O resfriamento apresentado nesse cenário resfria toda a área proposta da simulação e, dessa forma, mostra um resfriamento próximo ao ideal. Na Fig. 1 é possível observar que a área de resfriamento é de 30 mm x 30 mm - esse é o tamanho total da área de simulação.

iii) Resfriamento Peltier A

O cenário iii apresenta o resfriamento com Peltiers comerciais dispostos em forma matricial e equidistantes entre si, de forma a cobrir a maior área da parede inferior esofágica. A distância horizontal e vertical entre os Peltiers A são de 6mm e 9mm, respectivamente, como é possível observar na Fig. 3C. A Fig. 3C também mostra a disposição dos Peltiers no esôfago, sendo nesse cenário, o modelo de Peltier utilizado CP60133 da empresa CUIINC de dimensão $Z = 4.0 \text{ mm}$ e $W = 2.0 \text{ mm}$, como no desenvolvimento do CETER [29]. A temperatura do Peltier é cetada em $T_C = 0 \text{ }^\circ\text{C}$ para essa simulação.

iv) Resfriamento Peltier B

O cenário iv apresenta o resfriamento com Peltier B dispostos em forma matricial e equidistantes entre si. A Fig. 3C representa a disposição dos Peltiers B, sendo nesse cenário, o modelo de Peltier utilizado o TE-8-0.45-1.3 da marca TE Technology's, que possui $Z = 5.0 \text{ mm}$ e $W = 3.4 \text{ mm}$. A temperatura do Peltier é cetada em $T_C = 0 \text{ }^\circ\text{C}$ para essa simulação.

v) Resfriamento Peltier A2

O cenário v apresenta o resfriamento com o mesmo Peltier utilizado no cenário iii, Peltier A, sendo as dimensões do Peltier $Z = 4.0 \text{ mm}$ e $W = 2.0 \text{ mm}$, modelo CP60133 da empresa CUIINC, assim como no estudo do CETER [29]. Para diferenciar a simulação, o Peltier será chamado de Peltier A2. No presente cenário, os Peltiers A2 foram dispostos a uma distância menor do que a utilizada no cenário

iii, de forma a deixar eles mais próximos do eletrodo de ablação. As distâncias horizontais e verticais entre os Peltiers A2 foram reduzidas a metade. A distância horizontal e vertical entre os Peltiers A2 são de 3mm e 4.5 mm, respectivamente.

Resultados

O presente artigo obteve três resultados principais: a temperatura interna dos tecidos (P_A e P_B); o volume da lesão; e a imagem da propagação do calor. Esses resultados foram simulados nos cinco cenários descritos na metodologia e obtidos em três momentos diferentes - 60s, 90s e 120s.

Em todos os cinco cenários simulados foram coletados os dados P_A e P_B , indicados na Fig. 1. O ponto P_A representa a temperatura limítrofe entre o tecido cardíaco e o tecido conjuntivo. E o ponto P_B representa a temperatura limítrofe entre o tecido conjuntivo e o tecido esofágico. A Tab. 2 apresenta a temperatura de todos os cenários simulados em três momentos da ACRF: 60s, 90s e 120s. O tempo máximo de duração da ACRF é de 60s e o eletrodo está eletricamente ativo. No tempo de 90s e 120s, o eletrodo da ACRF já está eletricamente desligado.

Table 2: Temperatura nos P_A e P_B . Temperatura nos P_A e P_B no tempo de 60s, 90s e 120s.

	Temperatura P_A [°C]			Temperatura P_B [°C]		
	60s	90s	120s	60s	90s	120s
Sem Resfriamento	60.366	39.466	37.649	37.797	38.226	37.874
Com Resfriamento	59.112	37.278	34.367	20.627	18.192	16.084
Peltier A	60.278	39.280	37.352	35.816	35.978	35.473
Peltier B	60.073	39.073	37.098	35.048	34.990	34.347
Peltier A2	60.074	39.122	37.132	35.266	35.215	34.592

Outro parâmetro obtido foi o volume da lesão gerado em cada cenário. O volume é obtido a partir de uma isoterma traçada a 50 °C, que descreve o contorno da lesão, Fig.4, temperatura em que ocorre o dano permanente no tecido [18, 17]. O cálculo do volume da lesão é feito com as dimensões A, B, C e D usando a Eq. 8 para o cálculo. A Tab. 3 apresenta o volume da lesão nos cenários simulados e as medidas utilizadas.

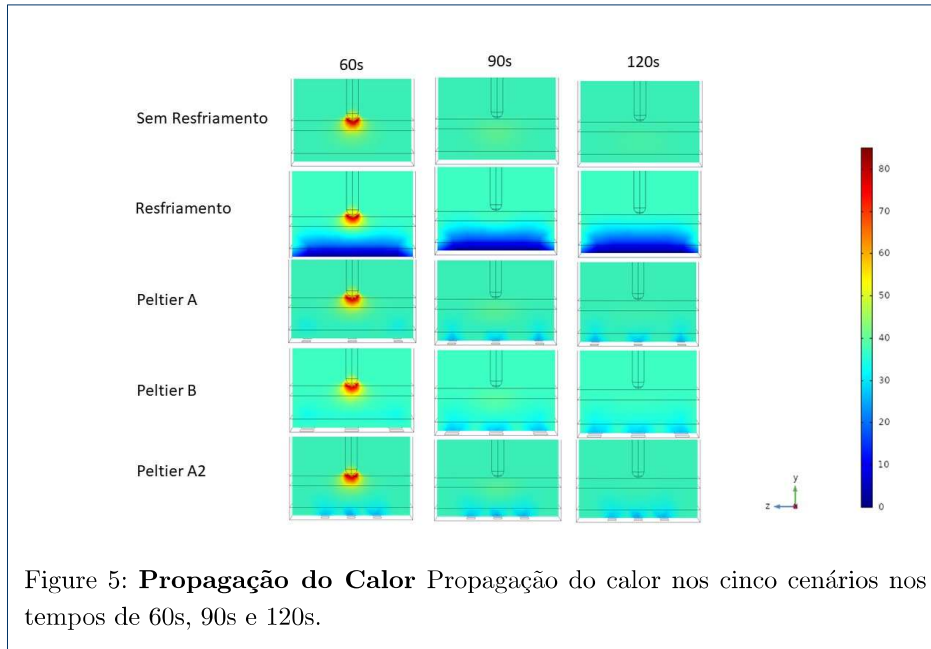
Table 3: Dimensões e volume da lesão. Dimensões e volume da lesão pela análise da isoterma.

	A [mm]	B [mm]	C [mm]	D [mm]	Volume da Lesão [mm ³]
Sem Resfriamento	3.9206	5.0870	1.9510	3.294	29.98
Com Resfriamento	3.7041	4.9730	1.9038	3.228	26.44
Peltier A	3.9927	5.0170	1.8517	4.149	30.76
Peltier B	3.9738	5.0010	1.9724	3.273	29.42
Peltier A2	3.8404	4.9690	1.8330	2.9830	28.89

A propagação do calor nos cinco cenários podem ser observadas na Fig. 5. O cenário i corresponde a linha sem resfriamento. As imagens foram obtidas através da simulação do software COMSOL Multiphysics dentro da proposta de cada cenário e mostram como resultado não apenas a influência do resfriamento esofágico durante a ACRF, mas a consequência da propagação de calor após o fim do procedimento.

Discussão

As temperaturas internas nos tecidos cardíaco, conjuntivo e esofágico apresentaram variações significativas de acordo com o cenário em que foram simuladas. A Tab. 2



mostra o resultado para cada cenário. No cenário i, sem resfriamento, $P_A = 60^\circ\text{C}$ em 60s atingindo uma temperatura acima da temperatura de necrose celular, nesse caso, essa temperatura representa a ACRF funcionando no tecido cardíaco. No entanto, o P_A considera a temperatura no limite do tecido conjuntivo e, assim, a ablação não está ocorrendo somente no tecido cardíaco ela ultrapassou esse ponto e está chegando no tecido conjuntivo. Por isso, é importante que haja monitoramento da temperatura, pois se a temperatura avançar por mais tempo com esse pico, podem acontecer lesões térmicas graves.

Com o avanço do tempo, em 90s a temperatura ainda estava próxima a 40°C e somente em 120s a temperatura voltou a temperatura média corporal de 37°C . Já no P_B , a temperatura se manteve próxima a 37°C . É importante notar que em 90s houve um aumento da temperatura em aproximadamente 0.5°C o que pode comprovar que mesmo depois da ACRF concluída a condução do calor segue internamente entre os tecidos. Essa pode ser uma possibilidade para que surjam lesões térmicas tardias ao procedimento da ACRF.

No cenário ii, o P_A também apresentou temperatura alta nos primeiros 60s onde a ACRF foi realizada. Porém, quando o procedimento terminou houve rápida estabilização da temperatura chegando a aproximadamente 34°C em 120s. Já no P_B , o resfriamento manteve a temperatura em média 18°C durante todo o tempo analisado. No cenário iii, iv e v, o comportamento do P_A se assemelha com o cenário i. Isso mostra que o resfriamento simulado por meio das malhas não atingem a camada do tecido cardíaco-conjuntivo. No cenário iii, P_A mantém a média de temperatura em 35°C , porém pode-se observar na Tab. 2 que em 90s há um leve aumento de temperatura, mostrando novamente que existe um calor residual que segue propagando entre os tecidos.

No cenário iv, o P_B diminui em 0.7°C em 120s. Como o Peltier B é o maior simulado, isso se justifica pela geometria da malha. Nesse cenário foi possível criar

uma barreira térmica de proteção no esôfago impedindo que o calor propagasse aumentando a temperatura no órgão. No cenário v, o P_B também conseguiu criar uma barreira térmica diminuindo 0.6°C em 120s. O Peltier A2 é menor que o Peltier B, o desempenho próximo aconteceu devido a redução de malha proposta no cenário. Isso mostra que uma malha bem modelada pode ser mais eficiente do que o tamanho do Peltier.

Chavez et al. [30] diz que espessura do tecido conjuntivo interfere na segurança do procedimento da ACRF, pessoas com menos gordura entre o tecido cardíaco e o tecido esofágico apresentam maior risco de FAE. No estudo, as temperaturas no P_A , 2, mostraram que é importante observar a espessura da camada dos tecidos adjacentes ao cardíaco para que não haja lesões térmicas próximas a ele.

Montoya et al. [31] mostra que pode ocorrer propagação de calor após o eletrodo de ablação ser desligado. No presente estudo foi observado que essa propagação ocorre e pode aquecer os órgãos internos. Esse fenômeno de condução de calor ocorreu nos cenários i, iii, iv e v, no P_A em 30s após a ACRF ter acabado.

O volume da lesão é mostrado na Fig.4. Ao comparar o cenário i, sem resfriamento, com os demais cenários, é observado uma redução de volume de 11.81% em relação ao cenário ii. De 1.87% em relação ao cenário iv e um aumento no volume da lesão de 2.60% em relação ao cenário iii. O cenário iii, diferente dos demais cenários, apresentou um aumento no volume da lesão, e também, uma profundidade da lesão, indicada por D, cerca de 29.68% superior aos outros cenários.

A eficiência do resfriamento com o uso do Peltier A não foi suficiente para gerar uma redução na lesão devido a disposição do Peltier A na malha de resfriamento. Todos os Peltiers tinham a mesma área disponível, porém o Peltier A é menor e foram utilizados 9 Peltiers em todas as simulações. A disposições deste ficaram mais distantes do eletrodo fazendo com que a distribuição de calor ficasse mais dispersa e não focada no local da ACRF. Já no cenário v, o Peltier A2 foi disposto de tal forma que ele ficasse próximo ao eletrodo. O resultado apresentado no cenário com o Peltier A2 gerou uma redução no volume da lesão de 3.64%, o que indica que a disposição e proximidade do eletrodo com o resfriamento, interferem na eficiência do resfriamento.

A Fig.5 apresenta a propagação do calor ao longo do tempo nos cenários simulados. No cenário i, pelo mapa de cores é possível observar a ACRF ocorrendo em 60s e atingindo o tecido conjuntivo. Em 90s, a sombra amarela equivale a aproximadamente 40°C e mostra que o calor seguiu se propagando por condução. E em 120s se estabilizou em 37°C . No cenário ii, pelo mapa de cores é possível observar a barreira térmica, na cor azul, que o resfriamento cria durante o procedimento da ACRF. Em 60s pode-se visualizar que a ACRF ocorre sem interferência do resfriamento, o que é um ponto positivo, porque além de proteger o esôfago, o resfriamento não altera o procedimento médico. No cenário iii, iv e v é possível observar que a barreira térmica não alcança o tecido conjuntivo, no entanto, mantém a temperatura esofágica abaixo de 37°C .

Conclusão

O presente estudo concluiu que o resfriamento esofágico pode ajudar na diminuição da temperatura interna dos órgãos adjacentes ao átrio esquerdo durante a ACRF,

e também pode auxiliar na redução do volume da lesão térmica. As simulações mostraram que a propagação de calor continua após o fim da ACRF elevando em até aproximadamente 0.5°C os órgãos internos. Portanto, os autores propõem que estudos futuros sejam realizados para validação das simulações e aprofundamento dos resultados.

Author details

¹Faculty of Gama, University of Brasília, Gama, Brasília, Brazil. ²Department of Electrical Engineering, Faculty of Technology, Campus Darcy Ribeiro, Brasília, Brazil.

References

1. Swaans, M.J., Alipour, A., Rensing, B.J.W.M., Post, M.C., Boersma, L.V.A.: Catheter ablation in combination with left atrial appendage closure for atrial fibrillation. *Journal of visualized experiments : JoVE* (72), 1–8 (2013)
2. Chen, S.A., Tai, C.T.: Catheter ablation of atrial fibrillation. *Atrial Fibrillation*, 253–278 (2004)
3. Noubiap, J.J., Nyaga, U.F.: A review of the epidemiology of atrial fibrillation in sub-Saharan Africa. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* **30**(12), 3006–3016 (2019)
4. Rahman, F., Kwan, G.F., Benjamin, E.J.: Global epidemiology of atrial fibrillation. *Nature Reviews Cardiology* **11**(11), 639–654 (2014)
5. Faria, S.D.S., Souza, P.C.D., Souza, G.P., Justa, C.F.D., Rocha, A.F.D., Rosa, S.D.S.R.F.: Analysis of the Depth of Thermal Injuries Caused during the Cardiac Ablation Procedure with the Cooling of the Esophageal Wall. *IEEE Latin America Transactions* **19**(7), 1121–1128 (2021). doi:10.1109/TLA.2021.9461840
6. For, R., Radio-frequency, B.O.F., That, A., Be, C.A.N., Ablation, W.R.-f.: As T Reatment for. *Drug Therapy* (1999)
7. Qadri, A.M., Chia, N.J.Y., Ooi, E.H.: Effects of saline volume on lesion formation during saline-infused radiofrequency ablation. *Applied Mathematical Modelling* **43**, 360–371 (2017). doi:10.1016/j.apm.2016.11.032
8. Brace, C.L.: Radiofrequency and Microwave Ablation of the Liver, Lung, Kidney, and Bone: What Are the Differences? *Current Problems in Diagnostic Radiology* **38**(3), 135–143 (2009). doi:10.1067/j.cpradiol.2007.10.001
9. Singh, S.M., D'Avila, A., Doshi, S.K., Brugge, W.R., Bedford, R.A., Mela, T., Ruskin, J.N., Reddy, V.Y.: Esophageal Injury and Temperature Monitoring During Atrial Fibrillation Ablation. *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology* **1**(3), 162–168 (2008). doi:10.1161/circep.107.789552
10. Computer simulation study on the effect of electrode–tissue contact force on thermal lesion size in cardiac radiofrequency ablation. *International Journal of Hyperthermia* **37**(1), 37–48 (2020)
11. Esophageal temperature during radiofrequency-catheter ablation of left atrium: A three-dimensional computer modeling study. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* **17**(4), 405–410 (2006)
12. Kapur, S., Barbhuiya, C., Deneke, T., Michaud, G.F.: Esophageal injury and atri-esophageal fistula caused by ablation for atrial fibrillation. *Circulation* **136**(13), 1247–1255 (2017). doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.117.025827
13. Patil, K.D., Spragg, D.D.: How can we reduce the incidence of atrial-esophageal fistula? *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* **29**(10), 1352–1354 (2018). doi:10.1111/jce.13695
14. Koruth, J.S., Kuroki, K., Kawamura, I., Brose, J.R., Viswanathan, R., Buck, E.D., Donskoy, E., Neuzil, P., Dukkipati, S.R., Reddy, V.Y., Koruth, J., Center, H.E.: Pulsed Field Ablation vs Radiofrequency Ablation: Esophageal Injury in a Novel Porcine Model Running title: Koruth et al.; Effect of pulsed field ablation on the esophagus
15. de Oliveira, D.B.: Estudo sobre o efeito de técnicas preventivas na incidência de lesões esofageanas após ablação do átrio esquerdo para tratamento de fibrilação atrial. *USP Thesis*, 119 (2015)
16. Mercado, M., Leung, L., Gallagher, M., Shah, S., Kulstad, E.: Modeling esophageal protection from radiofrequency ablation via a cooling device: An analysis of the effects of ablation power and heart wall dimensions. *BioMedical Engineering Online* **19**(1), 1–17 (2020)
17. Erez, J.J.P., D'Avila, A., Berjano, E.: 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* **26**(5), 556–564 (2015)
18. González-Suárez, A., Pérez, J.J., Berjano, E.: Computer modeling of irrigated-tip electrodes during rf cardiac ablation: Comparative analysis between including and excluding the problem of fluid dynamics. *Computing in Cardiology* **44**, 1–4 (2017)
19. Berjano, E.J., Hornero, F.: What affects esophageal injury during radiofrequency ablation of the left atrium? An engineering study based on finite-element analysis. *Physiological Measurement* **26**(5), 837–848 (2005)
20. Computational modeling of open-irrigated electrodes for radiofrequency cardiac ablation including blood motion-saline flow interaction. *PLoS ONE* **11**(3), 1–18 (2016)
21. Pérez, J.J., González-Suárez, A., Berjano, E.: Numerical analysis of thermal impact of intramyocardial capillary blood flow during radiofrequency cardiac ablation. *International Journal of Hyperthermia* **34**(3), 243–249 (2018)
22. Lemola, K., Sneider, M., Desjardins, B., Case, I., Han, J., Good, E., Tamirisa, K., Tsemo, A., Chugh, A., Bogun, F., Pelosi, F., Kazerooni, E., Morady, F., Oral, H.: Computed tomographic analysis of the anatomy of the left atrium and the esophagus: Implications for left atrial catheter ablation. *Circulation* **110**(24), 3655–3660 (2004)
23. Ewertowska, E., Quesada, R., Radosevic, A., Andaluz, A., Moll, X., Arnas, F.G., Berjano, E., Burdío, F., Trujillo, M.: A clinically oriented computer model for radiofrequency ablation of hepatic tissue with internally cooled wet electrode. *International Journal of Hyperthermia* **35**(1), 194–204 (2018)

24. Three-dimensional finite element model of radiofrequency ablation with blood flow and its experimental validation. *Annals of Biomedical Engineering* **28**(9), 1075–1084 (2000)
25. Berkmortel, C., Avari, H., Savory, E.: Computational Modelling Of Radiofrequency Cardiac Ablation To Study The Effect Of Cooling On Lesion Parameters, pp. 1–5. *he Canadian Society for Mechanical Engineering International Congress, Canada* (2018). doi:10.25071/10315/35233
26. Análise numérica de modelos térmicos envolvendo a estimativa de parâmetros na equação da biotransferência de calor. *Universidade Federal de Uberlândia*, 124 (2014)
27. Relation between denaturation time measured by optical coherence reflectometry and thermal lesion depth during radiofrequency cardiac ablation: Feasibility numerical study. *Lasers in Surgery and Medicine* **50**(3), 222–229 (2018)
28. Guerra, J.M., Jorge, E., Raga, S., Gálvez-Montón, C., Alonso-Martín, C., Rodríguez-Font, E., Cinca, J., Viñolas, X.: Effects of open-irrigated radiofrequency ablation catheter design on lesion formation and complications: in vitro comparison of 6 different devices. *Journal of cardiovascular electrophysiology* **24**(10), 1157–1162 (2013)
29. Faria, S.: Módulo para medição e controle da temperatura no esôfago durante o procedimento de ablação cardíaca. PhD thesis
30. Chavez, P., Messerli, F.H., Casso Dominguez, A., Aziz, E.F., Sichrovsky, T., Garcia, D., Barrett, C.D., Danik, S.: Atrioesophageal fistula following ablation procedures for atrial fibrillation: systematic review of case reports. *Open Heart* **2**(1), 000257 (2015). doi:10.1136/openhrt-2015-000257
31. Montoya, M.M., Mickelsen, S., Clark, B., Arnold, M., Hanks, J., Sauter, E., Kulstad, E.: Protecting the esophagus from thermal injury during radiofrequency ablation with an esophageal cooling device. *Journal of atrial fibrillation* **11**(5), 2110 (2019). doi:10.4022/jafib.2110

3 Conclusão

Nesse Trabalho de Conclusão de Curso foi analisado a propagação do calor durante a ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF) com e sem resfriamento esofágico, por meio de simulações numéricas em 3D. A alta temperatura gerada pelo eletrodo durante a ACRF, utilizada para tratar a fibrilação atrial (FA) pode gerar lesões térmicas devido a propagação do calor em tecidos adjacentes ao coração.

As simulações realizadas com o uso de resfriamento no esôfago, nesse estudo, foram projetadas de maneira em que fosse possível avaliar diferentes tipos de malhas de resfriamento com a utilização de dispositivos Peltier comerciais. O modelo proposto apresenta algumas limitações: o cateter utilizado não é irrigado; a tensão está fixa em 17 V; o fluxo sanguíneo é laminar; processamento computacional insuficiente; e o próprio tecido humano.

Nesse sentido, a temperatura foi analisada nos pontos entre o miocárdio-tecido conjuntivo e tecido conjuntivo-esôfago, considerando a ACRF ligada e desligada. Também foi considerado o volume e profundidade da lesão de forma a avaliar os cenários propostos no estudo.

O estudo concluiu que o resfriamento esofágico é efetivo em diminuir as temperaturas em regiões adjacentes ao tecido cardíaco, sem afetar a eficiência do procedimento da ACRF, causando redução na profundidade e volume da lesão gerada. De modo que, nas condições simuladas, o resfriamento seria uma forma mais segura do paciente realizar a ACRF. Também é possível observar a importância da realização de exames de imagem antes e depois da ACRF para localizar o esôfago e monitorar a temperatura como forma de buscar prevenir lesões térmicas.

A pergunta de pesquisa foi respondida de forma parcial. Analisando as malhas de resfriamento propostas, foi obtida a resposta para a melhor malha de resfriamento, de forma em que a parede esofágica seja protegida e a eficiência da ACRF não seja alterada, gerando a maior redução no volume e profundidade da lesão. Porém, são necessários trabalhos futuros para validar o modelo computacional por meio de experimento in vivo.

Referências

- BRACE, C. L. Radiofrequency and Microwave Ablation of the Liver, Lung, Kidney, and Bone: What Are the Differences? *Current Problems in Diagnostic Radiology*, Mosby, Inc., v. 38, n. 3, p. 135–143, 2009. ISSN 03630188. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1067/j.cpradiol.2007.10.001>>. Citado na página 26.
- CHEN, S. A.; TAI, C. T. Catheter ablation of atrial fibrillation. *Atrial Fibrillation*, p. 253–278, 2004. ISSN 0023-4028. Citado na página 25.
- FARIA, S. *Módulo para medição e controle da temperatura no esôfago durante o procedimento de ablação cardíaca*. Tese (Doutorado), 2018. Citado na página 26.
- FELD, G. K. Radiofrequency Catheter Ablation Versus Modification of the AV Node for Control of Rapid Ventricular Response in Atrial Fibrillation. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, v. 6, n. 3, p. 217–228, 1995. ISSN 15408167. Citado na página 25.
- FOR, R. et al. As T Reatment for. *Drug Therapy*, 1999. Citado na página 26.
- GARTON, A. B.; DUDZINSKI, J.; KOWEY, P. R. Oral anticoagulant use around the time of atrial fibrillation ablation: A review of the current evidence of individual oral anticoagulant use for periprocedural atrial fibrillation thromboembolic prophylaxis. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, v. 25, n. 12, p. 1411–1418, 2014. ISSN 15408167. Citado na página 25.
- HORNERO, F.; BERJANO, E. J. Esophageal temperature during radiofrequency-catheter ablation of left atrium: A three-dimensional computer modeling study. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, v. 17, n. 4, p. 405–410, 2006. ISSN 10453873. Citado na página 26.
- KADADO, A. J.; AKAR, J. G.; HUMMEL, J. P. Luminal esophageal temperature monitoring to reduce esophageal thermal injury during catheter ablation for atrial fibrillation: A review. *Trends in cardiovascular medicine*, v. 29, n. 5, p. 264–271, jul 2019. ISSN 1873-2615 (Electronic). Citado na página 26.
- 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 26.
- KORUTH, J. S. et al. Pulsed Field Ablation vs Radiofrequency Ablation: Esophageal Injury in a Novel Porcine Model Running title: Koruth et al.; Effect of pulsed field ablation on the esophagus. Disponível em: <<http://ahajournals.org>>. Citado na página 26.
- LIP, G. Y. et al. Atrial fibrillation. *Nature Reviews Disease Primers*, Macmillan Publishers Limited, v. 2, p. 1–26, 2016. ISSN 2056676X. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1038/nrdp.2016.16>>. Citado na página 25.
- MARROUCHE, N. F. et al. Catheter ablation for atrial fibrillation with heart failure. *New England Journal of Medicine*, v. 378, n. 5, p. 417–427, 2018. ISSN 15334406. Citado na página 25.

- MONTOYA, M. M. et al. Protecting the esophagus from thermal injury during radiofrequency ablation with an esophageal cooling device. *Journal of atrial fibrillation*, v. 11, n. 5, p. 2110, 2019. ISSN 1941-6911 (Print). Citado na página 26.
- NOUBIAP, J. J.; NYAGA, U. F. A review of the epidemiology of atrial fibrillation in sub-Saharan Africa. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, v. 30, n. 12, p. 3006–3016, 2019. ISSN 15408167. 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. *USP Thesis*, p. 119, 2015. Citado na página 26.
- PACKER, D. L. et al. Effect of Catheter Ablation vs Antiarrhythmic Drug Therapy on Mortality, Stroke, Bleeding, and Cardiac Arrest among Patients with Atrial Fibrillation: The CABANA Randomized Clinical Trial. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, v. 321, n. 13, p. 1261–1274, 2019. ISSN 15383598. Citado na página 25.
- PATIL, K. D.; SPRAGG, D. D. How can we reduce the incidence of atrial-esophageal fistula? *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, v. 29, n. 10, p. 1352–1354, 2018. ISSN 15408167. Citado na página 26.
- QADRI, A. M.; CHIA, N. J.; OOI, E. H. Effects of saline volume on lesion formation during saline-infused radiofrequency ablation. *Applied Mathematical Modelling*, Elsevier Inc., v. 43, p. 360–371, 2017. ISSN 0307904X. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.apm.2016.11.032>>. Citado na página 26.
- RAHMAN, F.; KWAN, G. F.; BENJAMIN, E. J. Global epidemiology of atrial fibrillation. *Nature Reviews Cardiology*, Nature Publishing Group, v. 11, n. 11, p. 639–654, 2014. ISSN 17595010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1038/nrcardio.2014.118>>. Citado na página 25.
- SINGH, S. M. et al. Esophageal Injury and Temperature Monitoring During Atrial Fibrillation Ablation. *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, v. 1, n. 3, p. 162–168, 2008. ISSN 1941-3149. Citado na página 26.
- SOHARA, H. et al. Prevalence of esophageal ulceration after atrial fibrillation ablation with the hot balloon ablation catheter: What is the value of esophageal cooling? *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, v. 25, n. 7, p. 686–692, 2014. ISSN 15408167. Citado na página 26.
- STEMPFEL, S. et al. Symptoms and quality of life in patients with coexistent atrial fibrillation and atrial flutter. *IJC Heart and Vasculature*, The Authors, v. 29, p. 100556, 2020. ISSN 23529067. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ijcha.2020.100556>>. Citado na página 25.
- SUGRUE, A. et al. Feasibility of selective cardiac ventricular electroporation. *PLoS ONE*, v. 15, n. 2, p. 1–17, 2020. ISSN 19326203. Citado na página 25.
- SWAANS, M. J. et al. Catheter ablation in combination with left atrial appendage closure for atrial fibrillation. *Journal of visualized experiments : JoVE*, n. 72, p. 1–8, 2013. ISSN 1940087X. Citado na página 25.

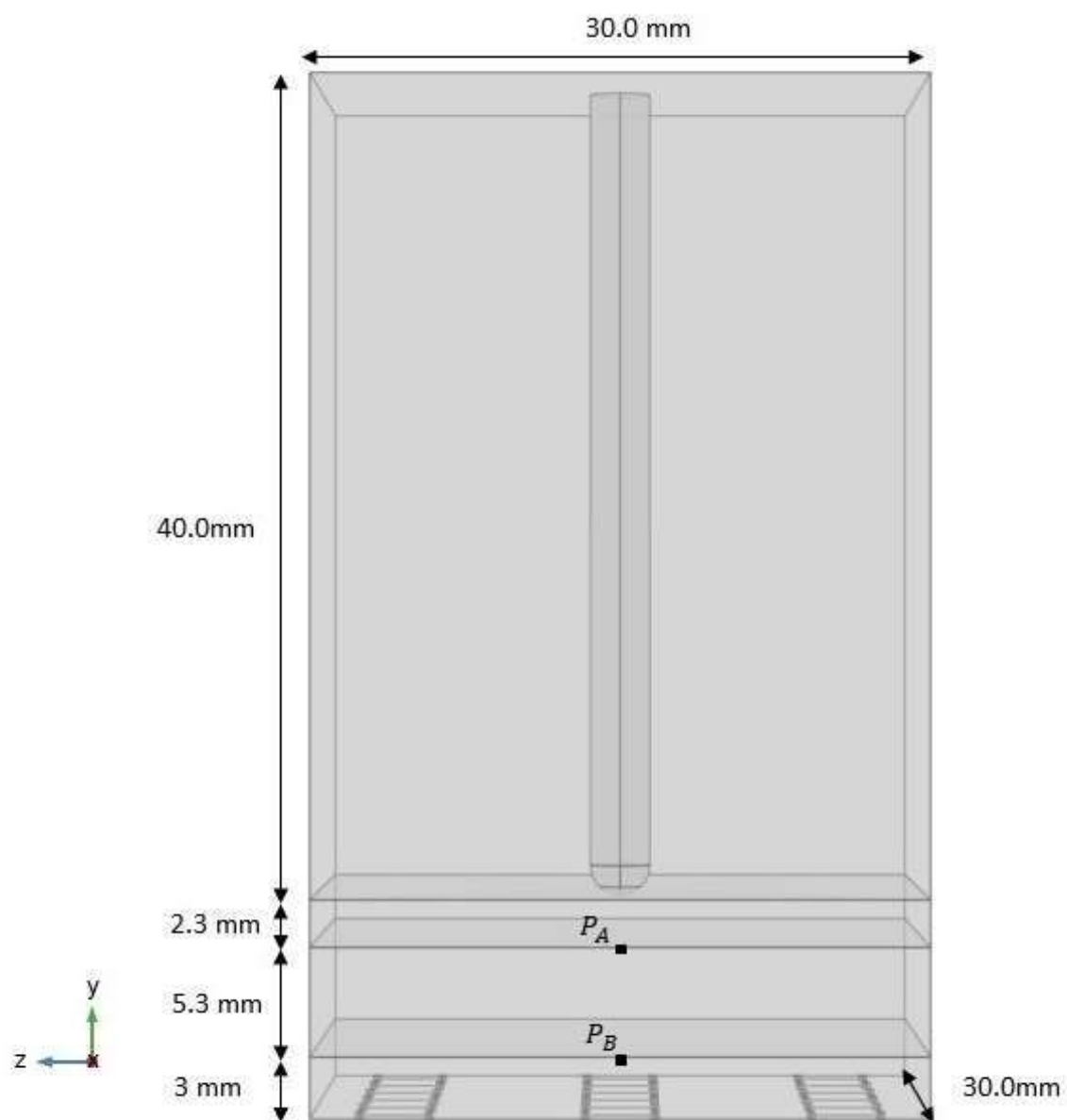
YAN, S. et al. Computer simulation study on the effect of electrode–tissue contact force on thermal lesion size in cardiac radiofrequency ablation. *International Journal of Hyperthermia*, Taylor & Francis, v. 37, n. 1, p. 37–48, 2020. ISSN 14645157. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/02656736.2019.1708482>>. Citado na página 26.

ZIMETBAUM, P. Atrial Fibrillation. *Annals of internal medicine*, v. 166, n. 5, p. ITC33–ITC48, 2017. ISSN 15393704. Citado na página 25.

ZULKIFLY, H.; LIP, G. Y.; LANE, D. A. Epidemiology of atrial fibrillation. *International Journal of Clinical Practice*, v. 72, n. 3, p. 1–7, 2018. ISSN 17421241. Citado na página 25.

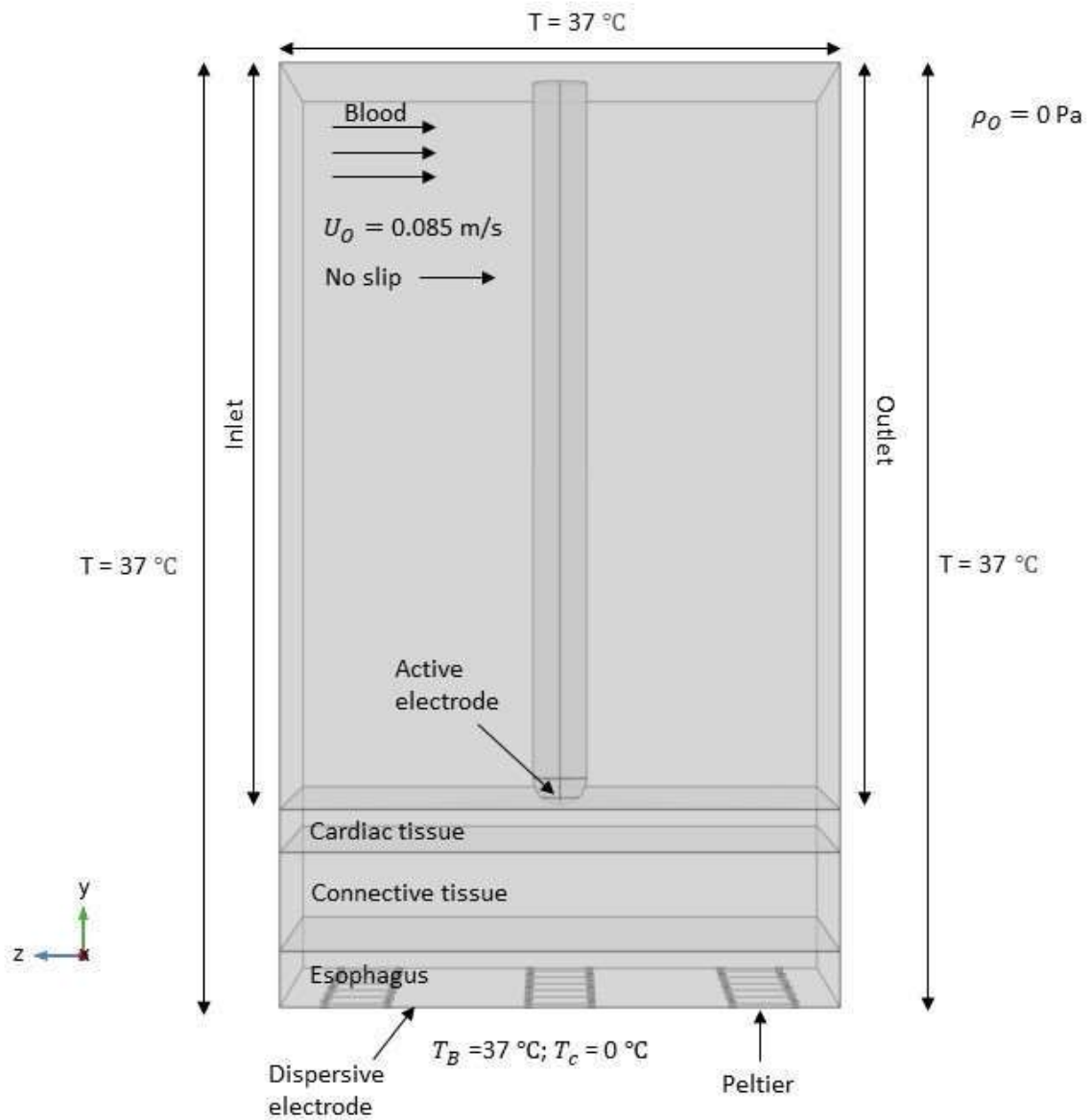
Anexos

ANEXO A – Primeiro Anexo



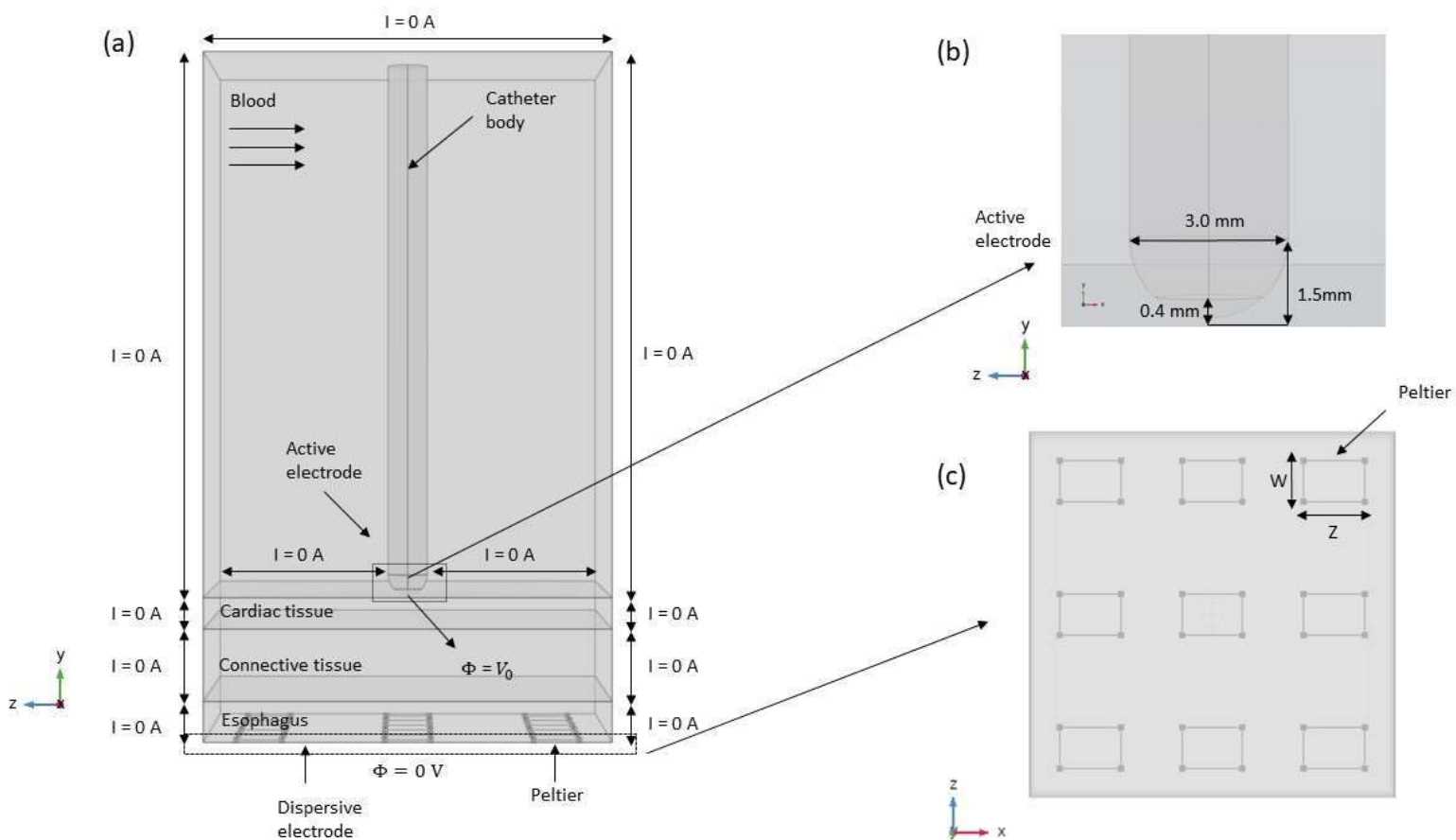
Geometria do Modelo.

ANEXO B – Segundo Anexo



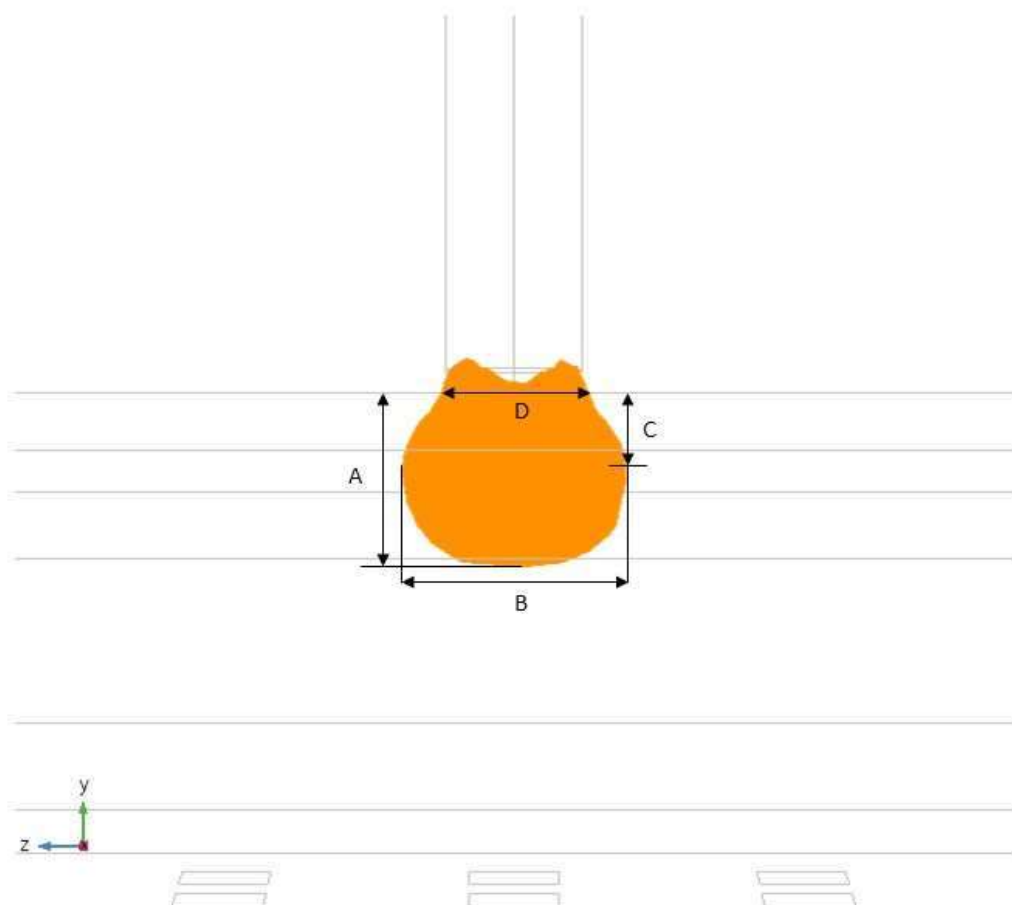
Características Térmicas.

ANEXO C – Terceiro Anexo



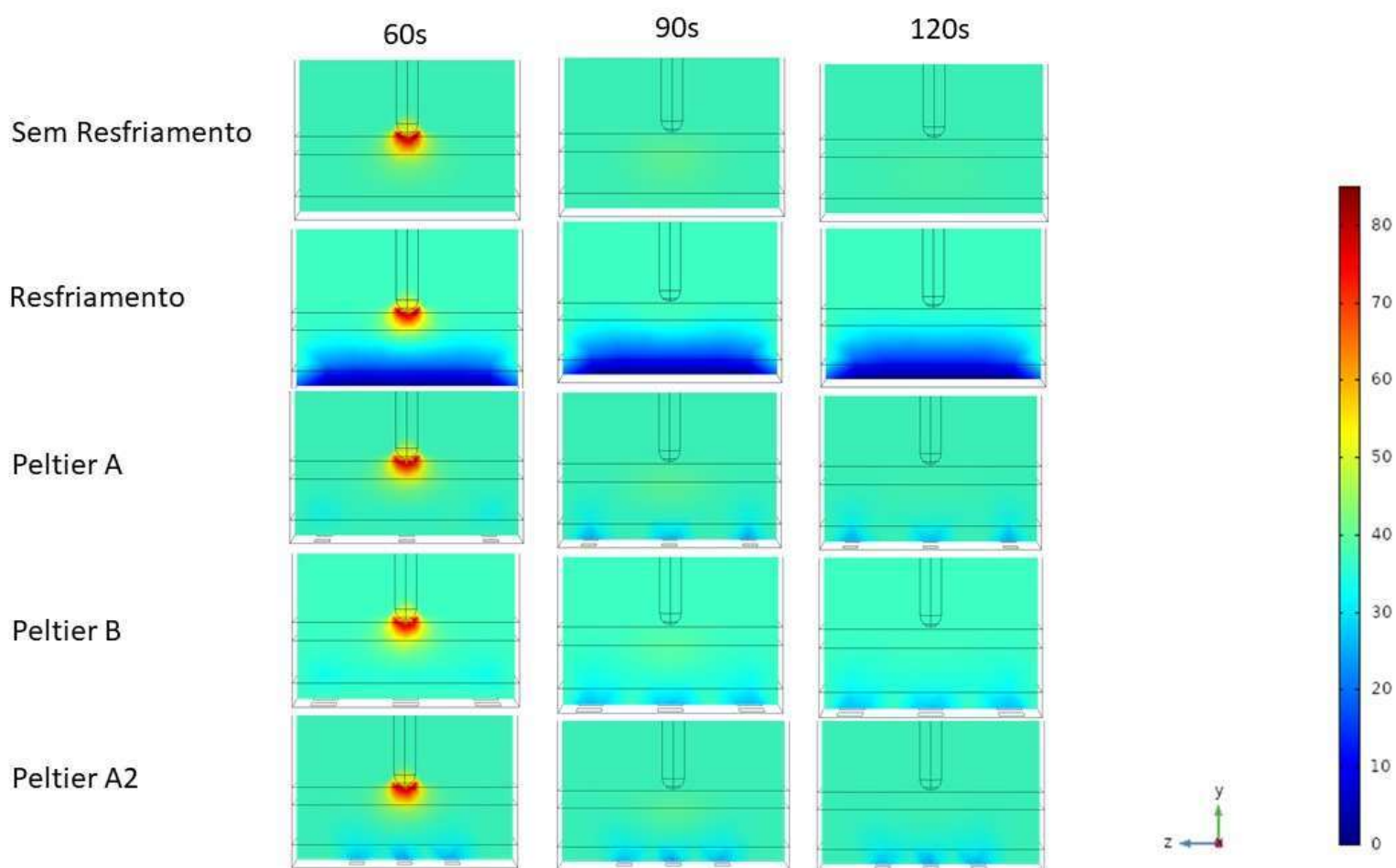
Características Eléctricas.

ANEXO D – Quarto Anexo



Volume da Lesão.

ANEXO E – Quinto Anexo



Propagação de Calor.