



Universidade de Brasília – UnB
Campus Gama – FGA
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

**Análise de eletrodo clínico aplicado em procedimento de
ablação com otimização de geometria
via inteligência artificial**

Jackson Paz Bizerra de Souza

Orientador: DR^A.SUÉLIA DE SIQUEIRA RODRIGUES FLEURY ROSA - PPGEB/UNB



UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA – FACULDADE GAMA



**Análise de eletrodo clínico aplicado em procedimento de
ablação com otimização de geometria
via inteligência artificial**

Jackson Paz Bizerra de Souza

**ORIENTADOR: DR^A.SUÉLIA DE SIQUEIRA RODRIGUES FLEURY ROSA -
PPGEB/UNB**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

PUBLICAÇÃO: 167A/2023

BRASÍLIA/DF, JUNHO DE 2023

UnB – Universidade de Brasília
FGA – Faculdade Gama
Programa de Pós-Graduação

Análise de eletrodo clínico aplicado em procedimento de
ablação com otimização de geometria
via inteligência artificial

JACKSON PAZ BIZERRA DE SOUZA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS RE-
QUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

APROVADA POR:

Dr^a.Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa - PPGEB/UNB

(Orientador)

Dr.Ronni Geraldo Gomes de Amorim - PPGEB/UNB

(Examinador interno)

Dr.Allisson Lopes de Oliveira - Instituto Federal do Triângulo Mineiro (IFTM)

(Examinador externo)

Brasília/DF, Junho de 2023

Ficha Catalográfica

SOUZA, JACKSON P. B.

Análise de eletrodo clínico aplicado em procedimento de ablação com otimização de geometria via inteligência artificial

[Distrito Federal], 2023.

86p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestrado em Engenharia Biomédica, 2023).

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade UnB Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|-----------------|----------------------------|
| 1. Ablação | 2. Eletrodo |
| 3. COMSOL | 4. Inteligência Artificial |
| I. FGA UnB/UnB. | II. Título (série) |

Referência

SOUZA, JACKSON P. B. (2023). Análise de eletrodo clínico aplicado em procedimento de ablação com otimização de geometria via inteligência artificial. Dissertação de mestrado em engenharia biomédica, Publicação 167A/2023, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 86p.

Cessão de Direitos

AUTOR: Jackson Paz Bizerra de Souza

TÍTULO: Análise de eletrodo clínico aplicado em procedimento de ablação com otimização de geometria via inteligência artificial

GRAU: Mestre

ANO: 2023

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

jackson@unb.br

Brasília, DF – Brasil

*...porque é muito mais confortável se conformar com
sombras, do que ter os olhos incomodados pelos feixes
de luz da razão...*

(Pedro Loos, Ciência Todo Dia)

Dedico esta dissertação a todos aqueles que me acompanharam e apoiaram ao longo desta jornada acadêmica única.

Aos meus queridos familiares, em especial aos meus pais, Joaquim de Souza e Geralda Paz, que sempre estiveram ao meu lado, me incentivando, compreendendo as minhas ausências e celebrando cada conquista comigo. Vocês são a minha base sólida, o alicerce que me sustenta nos momentos mais desafiadores. Sem o amor, apoio e encorajamento de vocês, esta dissertação não seria possível.

A Úrsula Batista, minha companheira de vida, pelas palavras de apoio e incentivo, as conversas cativantes e tranquilizadoras. Sua presença constante trouxe equilíbrio e serenidade aos dias intensos de pesquisa e estudo. Obrigado por ser meu porto seguro e por acreditar em mim incondicionalmente.

Aos meus amigos, verdadeiros parceiros de vida e cumplicidade, Danilo dos Santos e José Henrique, vocês são verdadeiros pilares que me impulsionaram a chegar até este momento. Sou profundamente grato por todo o companheirismo fraterno que compartilhamos ao longo dessa jornada. Ao grupo de pesquisa Marie, Diogo de Oliveira (Motoca) e Tiago Martins, e à Angélica Kathariny, quero expressar minha gratidão pela parceria valiosa e pela troca de conhecimentos enriquecedora. Nossas inúmeras sessões de pesquisa foram repletas de aprendizado e descobertas conjuntas. Juntos, enfrentamos desafios, compartilhamos ideias e nos apoiamos mutuamente. O trabalho em equipe e a colaboração que cultivamos são essenciais para o sucesso deste trabalho.

À minha grandiosíssima orientadora, Prof.^ª Suélia Rodrigues, minha mentora preciosa, que generosamente dedicou seu tempo e conhecimento para me guiar ao longo deste trabalho. Suas orientações sábias e apoio constante foram fundamentais para o meu crescimento acadêmico e pessoal. Sou imensamente grato(a) pela oportunidade de aprender com a senhora e pela confiança depositada em mim. Sua expertise e dedicação foram essenciais para o sucesso desta dissertação.

Gostaria também de expressar minha gratidão pela co-orientação do Prof.^º Ronni Amorim, um profissional de imensa capacidade técnica e empatia profissional. Sua contribuição foi valiosa para o aprimoramento deste trabalho. Agradeço também aos Prof.^º Allisson Lopes e Prof.^º Adson Rocha, grandes profissionais da área acadêmica, cuja experiência enriqueceu este novo capítulo da minha história. Suas contribuições foram de inestimável valor.

Sou imensamente grato ao SENAI-Gama, o lugar onde tudo começou profissionalmente, à escola pública que marcou o início da minha vida estudantil e à UnB por todo o suporte que me proporcionou ao longo dessa trajetória acadêmica. Sem toda essa estrutura, eu seria apenas mais um jovem à margem da sociedade, escondido na

periferia dessa cidade de concreto.

Que esse trabalho sirva de exemplo para minha primogênita, Bianca Paz, inspirando-a a trilhar o caminho do conhecimento. Que ela possa observar em cada página desta dissertação o reflexo de uma jornada de dedicação, persistência e busca incessante pelo saber. Que meu esforço e paixão pela aprendizagem possam ser um farol que ilumine seu próprio percurso acadêmico e pessoal.

Dedico este trabalho a todos os professores, colegas e pessoas que compartilharam seus conhecimentos ao longo desta jornada, enriquecendo minha formação acadêmica e ampliando minha visão de mundo. Agradeço por ensinarem a importância da busca pelo saber e por me incentivarem a superar desafios intelectuais.

Esta dissertação é dedicada a todos que acreditam no poder da educação, em principal a pública e gratuita, como fator de impacto transformador do conhecimento na sociedade.

Que este trabalho possa contribuir para o avanço do saber e para a construção de um mundo mais justo e igualitário.

Esta conquista é compartilhada por todos nós.

Resumo

O processo de ablação por meio de eletrodos visa necrosar tecidos danificados ou anormais ao corpo. Essa técnica é frequentemente usada para tratar condições como tumores e arritmias cardíacas. Durante o procedimento, um eletrodo é inserido na área a ser tratada e a energia de radiofrequência é aplicada, aquecendo e destruindo o tecido. Avanços recentes incluem o uso de inteligência artificial para orientar a ablação em tempo real, a criação de dispositivos de ablação mais precisos e a identificação de novos alvos terapêuticos para o tratamento tumoral. Embora tenha havido amplo estudo com a aplicação de diversas geometrias de eletrodos, ainda há uma lacuna na correlação entre a geometria do eletrodo e os resultados de temperatura no processo de ablação do tecido. Para preencher essa lacuna e melhorar o processo ablativo, propõe-se o desenvolvimento de uma metodologia para otimização de eletrodos clínicos utilizados em procedimentos de ablação. Para isso, será utilizado o algoritmo de *clustering* K-Means de inteligência artificial. Utilizando a metodologia de elementos finitos e parâmetros da equação de bio transferência (equação de Pennes), foi implementado no software COMSOL um eletrodo de agulha para ablação tumoral. A correlação entre dados geométricos do eletrodo, faixas temporais, faixas de tensão elétrica e a resultante faixa de temperatura entre 45°C a 55°C (318,15K a 328,15K) foi avaliada visando aprimorar a eficiência e precisão da técnica de ablação. Os resultados obtidos são comparados e analisados por meio de técnicas estatísticas e de aprendizado de máquina (*clustering*, gráfico de dispersão), permitindo a identificação das melhores configurações do eletrodo. Os resultados preliminares apontam para uma convergência entre a metodologia e os resultados apresentados, denotados em gráficos, orientados para a concentração da temperatura alvo ao longo do tempo e aplicação. A dissertação contribui para o avanço da área de ablação eletrofisiológica, trazendo uma abordagem inovadora e promissora para a otimização dos eletrodos clínicos utilizados nesses procedimentos.

Palavras-chave: Ablação por Radiofrequência, Método de Elementos Finitos, Inteligência Artificial, Aprendizado de Máquina.

Abstract

The process of ablation through electrodes aims to necrotize damaged or abnormal tissues in the body. This technique is commonly used to treat conditions such as tumors and cardiac arrhythmias. During the procedure, an electrode is inserted into the area to be treated, and radiofrequency energy is applied, heating and destroying the tissue. Recent advancements include the use of artificial intelligence to guide real-time ablation, the development of more precise ablation devices, and the identification of new therapeutic targets for tumor treatment. Although there has been extensive study on the application of various electrode geometries, there is still a gap in the correlation between electrode geometry and temperature outcomes in tissue ablation. To fill this gap and improve the ablation process, a methodology for optimizing clinical electrodes used in ablation procedures is proposed. For this purpose, the artificial intelligence clustering algorithm K-Means is utilized. Using finite element methodology and parameters from the bio-heat transfer equation (Pennes equation), a needle electrode for tumor ablation was implemented in COMSOL software. The correlation between electrode geometric data, time ranges, voltage ranges, and the resulting temperature range between 45°C to 55°C (318.15K to 328.15K) was evaluated aiming to enhance the efficiency and precision of the ablation technique. The obtained results are compared and analyzed using statistical techniques and machine learning clustering (scatter plots), allowing for the identification of optimal electrode configurations. Preliminary results indicate a convergence between the methodology and the presented results, as denoted in graphs, focusing on the concentration of the target temperature over time and application. The dissertation contributes to the advancement of the field of electrophysiological ablation, bringing an innovative and promising approach to the optimization of clinical electrodes used in these procedures.

Keywords: Radiofrequency Ablation, Finite Element Method, Artificial Intelligence, Machine Learning.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	MOTIVAÇÃO	2
1.2	OBJETIVOS	4
1.3	Objetivos específicos	4
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	6
2.1	CÂNCER	6
2.2	ABLAÇÃO	7
2.3	ELETRODOS	9
2.3.1	Geometria dos eletrodos	10
2.3.2	Efeito <i>roll off</i>	13
2.3.3	Resfriamento interno do eletrodo	14
2.3.4	Perfusão sanguínea	14
2.3.5	Equação de bio transferência de calor	15
2.3.6	Fonte elétrica de calor	17
2.4	MODELAGEM COMPUTACIONAL POR ELEMENTOS FINITOS	18
2.4.1	Domínio contínuo e discreto	19
2.4.2	Critério de convergência	21
2.4.3	Critério de estabilidade	21
2.4.4	Critério de representatividade	22

2.4.5	COMSOL multiphysics®	23
2.4.6	Critérios de elementos finitos aplicados ao COMSOL®	24
2.4.7	Módulos COMSOL® para aplicações	26
2.4.8	Aquecimento eletromagnético (módulo de eletromagnetismo e módulo de transferência de calor no COMSOL®)	27
2.4.9	Simulação biomédica	28
2.5	INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL	29
2.5.1	Aprendizado de máquina (<i>machine learning</i>)	29
2.5.2	Algoritmos de aprendizado de máquinas	34
2.5.3	Normalização e padronização de dados	34
2.5.4	Agrupamento (<i>Clustering</i>) em aprendizado de máquinas	35
2.5.5	Etapas para implementação de agrupamento (<i>clustering</i>)	36
2.5.6	Métricas de validação para algoritmos de agrupamento	37
2.5.7	Algoritmo K-means	38
2.5.8	Ambiente virtual <i>Jupyter notebook</i>	41
3	MATERIAIS E MÉTODOS	43
3.1	SIMULAÇÃO	43
3.2	GEOMETRIA PARA SIMULAÇÃO DO ELETRODO	44
3.2.1	Faixa de temperatura alvo	45
3.2.2	Condições de implementação	45
3.2.3	Modelo de implementação	46
3.2.4	Condutividade térmica dependente da temperatura	47
3.2.5	Condutividade elétrica dependente da temperatura	47
3.2.6	Taxa de perfusão sanguínea dependente do dano tecidual	47
3.2.7	Refrigeração interna do eletrodo	48
3.2.8	Parâmetros de simulação	48

3.3	METODOLOGIA DE IMPLEMENTAÇÃO DA MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS	49
3.3.1	Modelagem do eletrodo para ablação	49
3.3.2	Malha de simulação	53
3.4	IMPLEMENTAÇÃO DA INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL	54
3.4.1	Pré-processamento dos dados de temperatura	54
3.4.2	Executando no ambiente Google Colab	54
3.4.3	Executando o algoritmo K-Means	57
4	RESULTADOS E ANÁLISES	58
4.1	SIMULAÇÃO NUMÉRICA	59
4.1.1	Resposta de temperatura	59
4.1.2	Tabela de resultados da simulação	64
4.2	INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL	65
4.2.1	Pré-processamento	66
4.2.2	K-Means	66
4.2.3	Dados estatísticos	74
5	CONCLUSÃO	77
5.1	Aumento do diâmetro	77
5.2	Elevação do potencial elétrico	79
6	TRABALHOS FUTUROS	81
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81

Lista de Tabelas

1	Parâmetros de simulação	48
2	Dados resultantes do pré-processamento para filtragem de valores abaixo de 318,5 K (45 °C).	65
3	Dados estatísticos resultantes da simulação de temperatura em kelvin (K) com o diâmetro da geometria em 0,5 mm.	74
4	Dados estatísticos resultantes da simulação de temperatura em kelvin (K) com o diâmetro da geometria em 0,8 mm.	74
5	Dados estatísticos resultantes da simulação de temperatura em kelvin (K) com o diâmetro da geometria em 1,0 mm.	75
6	Dados estatísticos resultantes da simulação de temperatura em kelvin (K) com o diâmetro da geometria em 1,5 mm.	75

Lista de Figuras

1	Eletrodo comercial para procedimento de ablação por rádio frequência com injeção de líquido fabricado pela <i>Boston Scientific™</i>	3
2	Inicialmente, a geometria do eletrodo é projetada no software COMSOL® com o objetivo de obter dados de simulação. Em seguida, esses dados passam por um processo de pré-processamento para a devida adaptação. Após essa etapa, é aplicado um algoritmo de inteligência artificial para a obtenção dos resultados desejados.	3
3	Processo de subdivisão celular com ocorrência de metástase, implicando difusão e câncer em outros órgãos.	7
4	Fluxograma com os processos físicos de ablação	9
5	Definição dos processos elétricos bipolar e monopolar da ablação, onde os eletrodos são conectados a base do equipamento para regulagem.	10
6	Modelos e suas geometrias comerciais de eletrodos.	11
7	Em todas as figuras temos uma área de dispersão de campo elétrico (A e B), e dispersão de zona térmica (C e D). Nas figuras A e B temos os valores de campo elétrico (V/m), nas figuras C e D temos as temperaturas (°C). Perpendicularmente o eletrodo A e C, e na paralela B e D	12
8	Processo de <i>Roll Off</i> em tecido <i>ex-vivo</i>	13
9	Os vasos capilares ou micro capilares facilitam a troca de calor com o eletrodo, no exemplo temos um fígado altamente vascularizado.	15
10	Malha de simulação aplicando MEF, ressaltando os nodos de interesse para a solução do problema.	19
11	Estrutura de modelo preditivo, na fase 1 tem o fluxo do treinamento do modelo, e na fase 2, obtemos o teste com as predições dos dados na saída.	31

12	No eixo y(vertical) temos os valores de WSS e no eixo x (horizontal) os valores referente ao número de clusters, no círculo vermelho é denotado o ponto ideal para a decisão do número de clusters a serem aplicados no algoritmo K-means	40
13	Figura representativa em plano 2D, denotando o eletrodo na cor preta inserido no tecido, este representado por um corpo semi esférico na cor vermelha.	44
14	Na tela de seleção do módulo de simulação multi-física no COMSOL®, é possível inserir a variável dependente em volts. Isso permite configurar e personalizar a simulação conforme as necessidades específicas do sistema e das condições de estudo.	50
15	Tela principal da área de trabalho do COMSOL® com um <i>grid</i> para desenho à direita.	50
16	Desenho semi esférico representando os tecidos, ao centro um perfil vazado do eletrodo para ablação.	51
17	A árvore de itens da área de trabalho do são uma parte essencial da interface do usuário no software COMSOL Multiphysics®. Elas fornecem uma estrutura hierárquica que organiza os diferentes componentes do projeto, como geometrias, malhas, físicas, estudos e resultados.	52
18	Malha aplicada a geometria de simulação, selecionado em extremamente fina.	53
19	Menu de seleção do Google Colab, selecionando novo notebook.	55
20	Executando o comando <i>iloc</i> e mostrando a tabela de simulação	56
21	Executando o comando a normalização dos dados de simulação.	56
22	Com o comando <i>grafico.show()</i> , visualiza o valor de WSS, com uma curva em decrescente.	57
23	Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, acompanhado de uma escala em gradiente colorido.	60
24	Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, valores com aplicação de 20 V e diâmetro do eletrodo de 0,5 mm.	61

25	Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, valores com aplicação de 20 V e diâmetro do eletrodo de 0,8 mm.	62
26	Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, valores com aplicação de 20 V e diâmetro do eletrodo de 1,0 mm.	62
27	Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, valores com aplicação de 20 V e diâmetro do eletrodo de 1,5 mm.	63
28	Tabela exemplificativa dos dados resultantes da simulação, originalmente composta por 15 colunas e 5800 linhas, possuindo 13 colunas de atributos e outras 2 colunas iniciais que representam informações de localização espacial. 64	
29	A tabela apresenta um exemplo dos dados resultantes do pré-processamento em um ambiente Google Colab. Esses dados são provenientes de uma simulação e contêm informações de tempo e temperatura.	66
30	Resultados da aplicação do algoritmo K-means nos dados de simulação para o diâmetro de 0,5 mm, com a figura (A) aplicando 60V, figura(B) em 100V e 140V na figura(C).	68
31	Resultados da aplicação do algoritmo K-means nos dados de simulação para o diâmetro de 0,8 mm, com a figura (A) aplicando 60V, figura(B) em 100V e 140V na figura(C).	69
32	Resultados da aplicação do algoritmo K-means nos dados de simulação para o diâmetro de 1,0 mm, com a figura (A) aplicando 60V, figura(B) em 100V e 140V na figura(C).	71
33	Resultados da aplicação do algoritmo K-means nos dados de simulação para o diâmetro de 1,5 mm, com a figura (A) aplicando 60V, figura(B) em 100V e 140V na figura(C).	72

Lista de Nomenclaturas e Abreviações

BCLC	<i>Barcelona Clinic Liver Cancer group</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CFL	<i>Courant-Friedrichs-Lewy</i>
MEF	Método de Elementos Finitos
RF	Radiofrequência
RFA	Ablação por Radiofrequência
RM	Ressonância Magnética
SAR	Specific Absorption Rate
TC	Tumografia Computadorizada
WSS	Within-Cluster Sum of Squares

1 INTRODUÇÃO

Durante o período de 2020 a 2022, o câncer teve um impacto significativo no Brasil do ponto de vista epidemiológico. Estima-se que aproximadamente 1,9 milhões de pessoas foram diagnosticadas com câncer nesse período. Concomitante, cerca de 450 mil pessoas perderam suas vidas em decorrência dessa doença. É importante ressaltar a importância da prevenção, detecção precoce e tratamento adequado do câncer para reduzir o número de casos e óbitos associados a essa doença devastadora [1].

No cenário neoplásico, há vários tratamentos, desde intervenções cirúrgicas, aplicação de quimioterápicos, radioterapia ou transplante de medula óssea, do mesmo modo que outros tratamentos mais tecnológicos e avançados como, ablação por radiofrequência, eletroporação, eletro quimioterapia, ultrassom compõem o extenso rol de procedimentos terapêuticos. No geral, os princípios físicos elétricos, magnéticos, ultrassônicos e a base de laser são aplicados para os tratamentos cancerígenos [2].

O procedimento de ablação por radiofrequência (RFA) consiste na desnaturação da célula cancerígena por meio de resistência elétrica formada nos eletrodos, basicamente energia elétrica transformada em energia térmica, formando uma zona de ablação. Como elemento fundamental para ablação por radiofrequência, os eletrodos compõem a maioria dos tratamentos de câncer, subdivididos em monopolar e bipolar. Os eletrodos do tipo monopolar são compostos basicamente por um eletrodo que será inserido no tecido cancerígeno e a outra parte formada por uma placa acoplada a coxa do paciente, servindo com elemento de aterramento. No eletrodo bipolar, tanto o negativo quanto o positivo são inseridos no paciente, objetivando fluxo de corrente elétrica entre os polos [3].

Os eletrodos são componentes essenciais para aplicação da tensão objetivando a ablação, suas agulhas ou placas medem no geral entre 5 mm à 40 mm segundo *Thomson, Kenneth R., et al.* [4], a depender do órgão a ser tratado. De acordo com *Gehl, Julie, et al.* [5] os eletrodos são basicamente divididos em tipos de placas paralelas, de agulhas lineares e de agulhas hexagonais. Estimar valores de potência elétrica nos eletrodos é de suma importância para gerar os efeitos ablativos no carcinoma [6].

Os diversos trabalhos apresentados sobre ablação no qual a aplicação se dar por

meio de eletrodos, é possível observar uma vasta gama de análises sobre as grandezas elétricas tensões e correntes aplicadas no processo, porém quando é analisado sobre a ótica geométrica do eletrodo, pouco se sabe.

Simulações em softwares são cada vez mais frequentes nas aplicações em gerais, em específico na área de biomedicina, na busca pelas interações entre fluido e sólidos. Os resultados obtidos pela simulação se assemelham ou reproduzem a real situação abordada. É necessário evidenciar as facilidades técnicas empregadas no uso de softwares de simulação como o *COMSOL Multiphysics*®, simplificada avaliação dos parâmetros em níveis de construção, otimização, e supervisão do processo incorrendo em menor custo e tempo empregados na solução [7].

No mesmo arcabouço de sistemas de simulações virtuais, temos inteligências artificiais (IA) que programadas, podem aprimorar por meio de processamento de dados os resultados da simulação obtida no COMSOL® a exemplo. A inteligência artificial supre lacunas que não possuem soluções sob à ótica humana disponível, com o uso de um grande volume de dados é possível treinar e solucionar os mais variados tipos de problemas, do carro autônomo a investimentos na bolsa de valores.[8]

Na inteligência artificial há subdivisões básicas em dois grandes núcleos de estudos, a primeira denominada aprendizado de máquina com sua nomenclatura em inglês “*machine learning*”, e um segundo objeto de estudo denominado de redes neurais ou “*deep learning*”.

O ponto crucial para aplicação bem-sucedida de inteligência artificial na resolução de problemas é a quantidade de dados disponíveis, por ser necessário um grande volume de informações para treinar e obter um desempenho satisfatório com a IA.

Este estudo aqui apresentado tem por finalidade a simulação no software COMSOL® e posterior otimização através da IA na construção de eletrodos biomédicos com variações em suas geometrias.

1.1 MOTIVAÇÃO

Em busca de soluções para a cura ou redução dos diversos tipos de carcinomas humanos, a ablação utiliza eletrodos para eliminar ou minimizar os efeitos da propagação do câncer.

Os eletrodos disponíveis no mercado são variados, cada um com suas próprias características e geometrias específicas. Um exemplo de eletrodo utilizado em procedimentos de ablação é o eletrodo da Boston Scientific™, ver figura 1, sendo considerado

líder na área de ablação por radiofrequência.



Figura 1. Eletrodo comercial para procedimento de ablação por rádio frequência com injeção de líquido fabricado pela *Boston Scientific*TM. Fonte:[9].

Visando suprir algumas lacunas inerentes aos mais variados tipos de eletrodos, este trabalho tem em vista apresentar as grandes variáveis geométricas da ablação. O software COMSOL[®] será o ambiente de execução do qual lançando mão da metodologia de elementos finitos, será simulado a variação de diâmetro nas geometrias do eletrodo.

Aproveitando o ambiente virtual, é de fundamental importância o trabalho com os dados gerados no COMSOL[®], implicando assim no uso de técnicas de inteligência artificial. Mais especificamente, será aplicado algoritmo *K-means* para selecionar os melhores parâmetros de construção dos eletrodos. Como exemplificação, a figura 2 contém o fluxograma generalista do trabalho ora aqui proposto.



Figura 2. Inicialmente, a geometria do eletrodo é projetada no software COMSOL[®] com o objetivo de obter dados de simulação. Em seguida, esses dados passam por um processo de pré-processamento para a devida adaptação. Após essa etapa, é aplicado um algoritmo de inteligência artificial para a obtenção dos resultados desejados.

Em síntese, tanto esta dissertação, quanto em paralelo, o apresentado na figura 2 seguem as etapas delineadas a seguir. O processo se inicia com o projeto da geometria do eletrodo no software COMSOL[®], com o objetivo de obter os dados necessários para a simulação. Em seguida, esses dados passam por uma etapa crucial de pré-processamento, na qual são tratados e adaptados de maneira adequada. Durante essa etapa, é possível realizar a limpeza dos dados, normalização, redução de dimensionalidade e outras técnicas para prepará-los para a aplicação do algoritmo de inteligência artificial.

Após o pré-processamento, é aplicado o algoritmo de inteligência artificial selecionado, que pode variar de acordo com o objetivo do estudo. O algoritmo processa os dados adaptados e busca extrair padrões, realizar previsões ou tomar decisões com base nas informações disponíveis. Essa etapa é fundamental para a obtenção dos resultados desejados, permitindo explorar de forma eficiente os dados de simulação e obter insights relevantes para o problema em questão.

Ainda neste capítulo, gostaria de expressar minha profunda motivação pessoal pela busca de conhecimento na área de inteligência artificial, que está em constante expansão. Acredito firmemente que ao unir essa área em rápido crescimento com a engenharia biomédica, podemos desenvolver sistemas inteligentes que ajudarão a superar as limitações e vulnerabilidades humanas.

Meu objetivo é explorar um conjunto de soluções contemporâneas, ampliando o leque disponível na área médica. Esta dissertação surge como uma expressão genuína dessa motivação pessoal.

1.2 OBJETIVOS

Visando preencher algumas lacunas inerentes aos diversos tipos de eletrodos, este estudo tem em vista apresentar as principais variáveis geométricas da ablação. Para isso, o software COMSOL® será utilizado como ambiente de execução, empregando a metodologia de elementos finitos para simular a variação de diâmetro nas geometrias dos eletrodos. Os dados gerados no COMSOL®, envolvendo o uso de técnicas de inteligência artificial como algoritmo K-means para selecionar os melhores parâmetros de construção dos eletrodos.

1.3 Objetivos específicos

Para tanto, pretende-se atingir os seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver em ambiente CAD (*Computer Aided Design*) o eletrodo para procedimento de ablação;
- Realizar simulações numéricas no software COMSOL Multiphysics® para análise do modelo CAD;
- Avaliar a resposta dos eletrodos, a fim de estimar dados de temperatura, por meio da análise dos registros de temperatura coletados durante a ablação utilizando os eletrodos;

- Desenvolver e treinar algoritmo K-means em *Machine Learning* nos dados obtidos via simulação em elementos finitos, do aprendizado a partir dos dados gerados nas simulações, os algoritmos poderão identificar padrões e relações complexas, permitindo a descoberta de configurações ideais para os eletrodos, levando a melhorias no desempenho e eficiência dos procedimentos de ablação.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 CÂNCER

O trabalho delineado pelo Ministério da Saúde do Brasil [1] define o câncer como um grupo de mais de 100 doenças caracterizadas pelo crescimento desregulado das células, com capacidade de se espalhar para tecidos e órgãos adjacentes. Devido à sua ampla incidência e impacto epidemiológico, social e econômico, o aumento dos casos de câncer modifica o perfil epidemiológico da população, seja pelo aumento da exposição a fatores carcinogênicos, envelhecimento da população, avanços em tecnologias de diagnóstico ou pelo aumento da taxa de mortalidade por câncer.

Os carcinomas são tipos de câncer que se originam nos tecidos epiteliais, como a pele ou mucosas. Já os sarcomas ocorrem nos tecidos conjuntivos, como ossos, músculos ou cartilagens. A ocorrência desses tipos de câncer está geralmente associada a mutações genéticas, que afetam o DNA das células e resultam em proto-oncogenes. Esses proto-oncogenes, quando ativados, levam as células a se multiplicarem descontroladamente, como ilustrado na figura 3. A progressão dessas células cancerosas é um processo complexo [1].

Embora o câncer possa afetar diversas partes do corpo, certos tipos específicos podem ser tratados com sucesso por meio de métodos ablativos. Esses métodos são especialmente eficazes em tumores localizados no fígado, rins, pulmão, ossos, próstata e mama [10].

É importante mencionar o critério de Barcelona (*BCLC*), que especifica a abordagem terapêutica para o carcinoma hepatocelular e divide a doença em diferentes estágios para melhor avaliação do caso [11]. Além disso, o estadiamento do câncer, conforme proposto por *Fernandez, Angelo, Fabio B. Jatene e Mauro Zamboni* [12], é baseado em critérios anatômicos por meio do sistema **TNM** (*Classification of Malignant Tumours*). Nesse sistema, a letra **T** indica a extensão do tumor primário, a letra **N** indica a presença e extensão de metástases em linfonodos, e a letra **M** indica a ausência ou presença de metástases à distância.

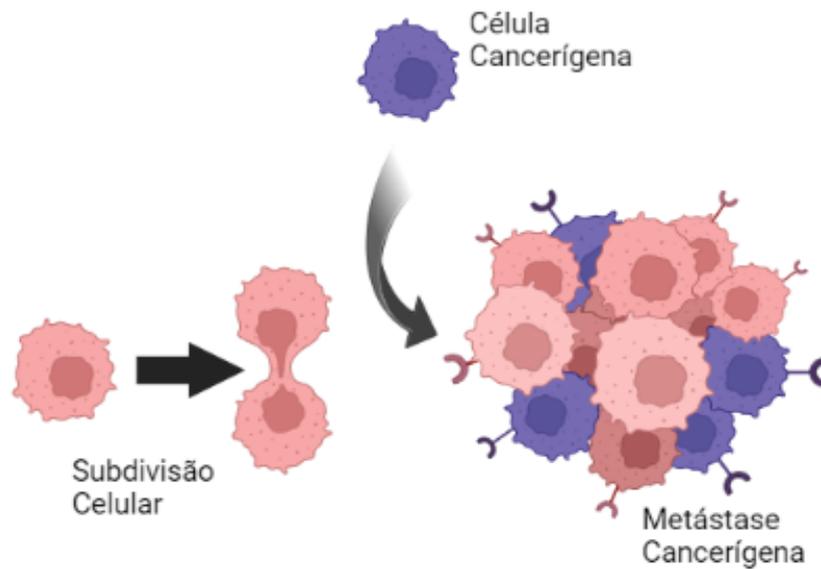


Figura 3. Processo de subdivisão celular com ocorrência de metástase, implicando difusão e câncer em outros órgãos. Fonte: Adaptado [1].

A ablação do câncer é um procedimento terapêutico que envolve a destruição ou remoção de células cancerosas do corpo. É considerada uma opção de tratamento para pacientes que não são candidatos à cirurgia ou desejam evitar procedimentos invasivos. A ablação pode ser realizada por diferentes métodos, como radiofrequência, laser, crioterapia ou micro-ondas, e visa eliminar as células cancerosas, preservando ao máximo o tecido saudável circundante. A escolha do método de ablação depende do tipo e localização do câncer, bem como das características individuais do paciente [1].

2.2 ABLAÇÃO

A técnica de ablação por radiofrequência (RF) remonta aos primórdios da pesquisa científica, com os primeiros relatos datando de 1891, quando d'Arsonval [13] descreveu os efeitos da corrente elétrica nos tecidos, resultando no aumento da temperatura tecidual.

Ao longo dos anos, a ablação por RF evoluiu e se tornou uma opção terapêutica amplamente utilizada para o tratamento de tumores. A técnica consiste em aplicar uma corrente elétrica de alta frequência diretamente no tumor, por meio de uma sonda inserida no tecido alvo. A corrente elétrica gera calor no local, causando a destruição das células cancerosas [10].

A ablação é uma técnica cada vez mais utilizada no tratamento de diversas condições médicas, como arritmias cardíacas, hipertrofia benigna da próstata e lesões

terapêuticas cerebrais, especialmente para distúrbios do movimento e epilepsia. Essa técnica é considerada minimamente invasiva e pode ser realizada em consultórios médicos ou hospitais, com o paciente sob anestesia local ou sedação consciente. Frequentemente, é uma alternativa à cirurgia para pacientes que não são candidatos à remoção cirúrgica do tumor ou que desejam evitar procedimentos invasivos[14].

Em geral, o tratamento por radiofrequência (RF) é recomendado como uma opção alternativa aos procedimentos cirúrgicos tradicionais para a remoção de tumores ou correção de problemas coronários. Além disso, a ablação por radiofrequência tem se mostrado eficaz e segura, com menor tempo de recuperação e menor risco de complicações em comparação à cirurgia convencional [10].

O processo de ablação consiste basicamente da inserção do eletrodo no organismo guiado até o local do tecido anormal usando imagens de ultrassom, tomografia computadorizada (TC) ou ressonância magnética (RM), baseado na frequência de 300 kHz à 1 MHz e aplicada uma potência elétrica, cujo objetivo é a queima irreversível das células que compõem a região tecidual, é uma opção de tratamento eficaz para alguns tipos de tumores, incluindo tumores hepáticos, renais e pulmonares. O sucesso do tratamento depende do tamanho, localização e tipo de tumor, bem como da habilidade do médico que realiza o procedimento [15, 14].

A resistência oferecida pelos tecidos, denominado *roll off*, sangue e vísceras são fatores para que a ablação não ocorra idealmente, necessitando de elevação da tensão e/ou corrente para ocorrer o procedimento ablativo. o tratamento ablativo é bem tolerado pelos pacientes e apresenta um risco mínimo de complicações graves. A maioria dos pacientes pode retomar suas atividades normais imediatamente após o procedimento [16].

Em consonância com *Nath, Sunil, et al.* [17], a melhor faixa para ocorrer a lesão tecidual por ablação é em torno de 323,15 K (50 °C), onde podemos ter uma maior reprodutibilidade deste procedimento. E segundo *González-Suárez, Ana, et al.* [18], a temperatura limiar máxima seria de 353,15 K (80 °C) para evitar a formação de trombos na superfície eletrodo-tecido, implicando na desnaturação e adesão do sangue ao corpo do eletrodo, reduzindo o efeito ablativo.

O fluxograma da figura 4 descreve e resume o processo ablativo mínimo invasivo e suas variáveis inerentes ao processo. Por base temos três componentes principais que compõem e descreve o fluxograma do processo físico ablativo tumoral abaixo:

- **Fluxo de calor no tecido**, universal em todos os modelos, mas comumente excluídos na eletroporação irreversível;
- **Campo elétrico do eletrodo**, gera uma perturbação física — calor produzido

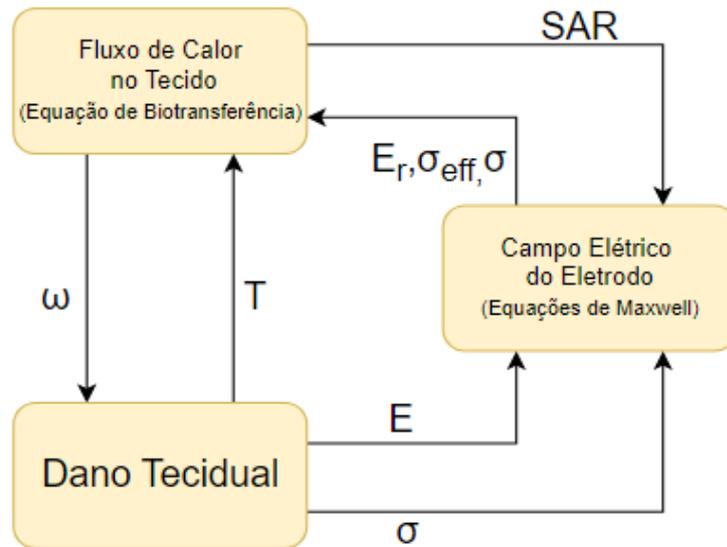


Figura 4. Fluxograma com os processos físicos de ablação. Fonte: Adaptado [19].

por ação direta de um campo elétrico, com exceção sendo a criação ablação, as quais são puramente térmicas;

- **Dano tecidual**, um modelo para determinar a viabilidade celular e vascularização. As seguintes variáveis determinam esse dano tecidual, SAR (*specific absorption rate*) taxa de absorção específica; E_r , σ_{eff} , σ , sendo propriedades elétricas; ω , perfusão, com o E designando o campo elétrico, e por último T de temperatura;

O processo de ablação é viabilizado pelo uso de eletrodos, os quais desempenham um papel fundamental na desnaturação celular dos tumores por meio do aumento da temperatura.

2.3 ELETRODOS

A faca de *Bovie* (1928) estabelece o tratamento medicinal por ondas de RF tanto para cortes, como para cauterização de tecidos, caracterizado como eletrodo monopolar [20]. Os dispositivos eletro cirúrgicos dão início aos procedimentos médicos invasivos uma perspectiva de modernidade, ao serem empregadas grandezas elétricas no rol da medicina [16].

Um pressuposto da ablação é sua previsibilidade e controle do dano térmico gerado pelo eletrodo, possibilitando o gerenciamento da transferência de calor, sendo o diâmetro deste, proporcional ao raio de energia dissipada [21].

No enquadramento de eletrodos temos dois tipos de arranjo elétricos de acordo

com *Hall, Sheldon K., Ean Hin Ooi, and Stephen J. Payne* [19], no primeiro, o eletrodo é inserido no local desejado de aquecimento para ablação e em conjunto são dispostas placas de aterramento fixadas nas coxas do paciente, caracterizando a configuração **monopolar**. Em outra disposição, diferentes eletrodos postos em pares e em um único ou múltiplos aplicadores, oferece a configuração **bipolar**, a figura 5 ilustra o arranjo dos eletrodos junto ao corpo.

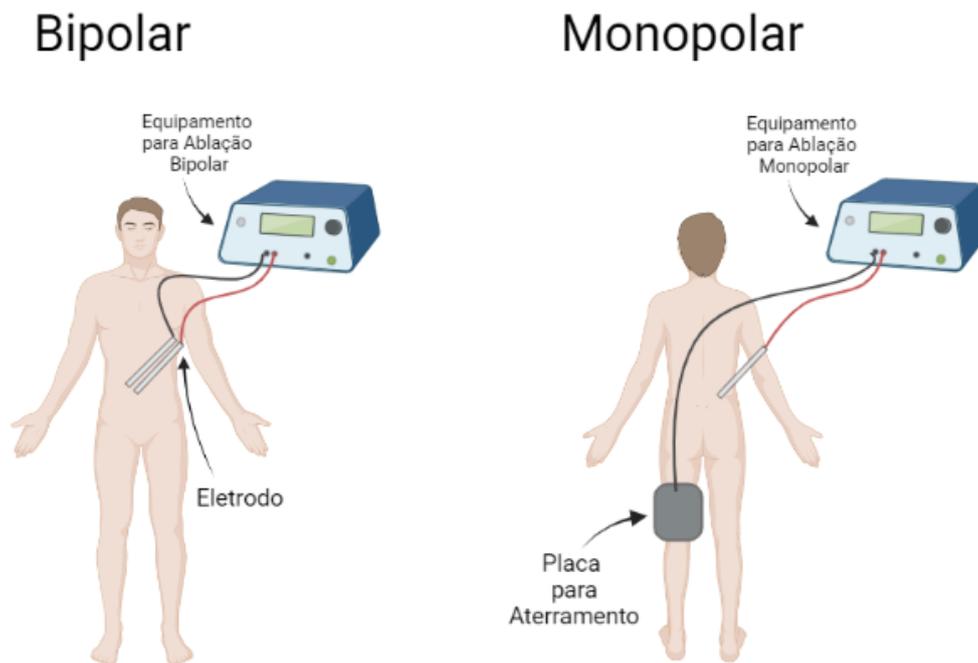


Figura 5. Definição dos processos elétricos bipolar e monopolar da ablação, onde os eletrodos são conectados a base do equipamento para regulagem. Fonte: Adaptado [19].

2.3.1 Geometria dos eletrodos

Os eletrodos tem por geometria básica o eletrodo de agulha única para inserção no paciente. Temos o eletrodo de múltiplas agulhas, normalmente composto por 6 agulhas, conferindo uma melhor disposição no efeito ablativo. E por fim, o eletrodo do tipo guarda-chuvas, indica uma maior dispersão do calor ao longo de suas agulhas, na figura 6 é possível denotar a geometria de cada eletrodo.

A variação do tecido biológico, pouco ou em nada influi na variação da área de ablação, portanto, a geometria, em principal o diâmetro do eletrodo impactam fortemente no efeito ablativo [22]. O estudo de *Woo, Eung Je, et al.* [23] cita eletrodos com diâmetro entre 0,5 mm à 1 mm, com comprimento de 2 mm à 10 mm.

Segundo os trabalhos de *Labonté, Sylvain e González-Suárez, Ana, et al.* [24, 18],

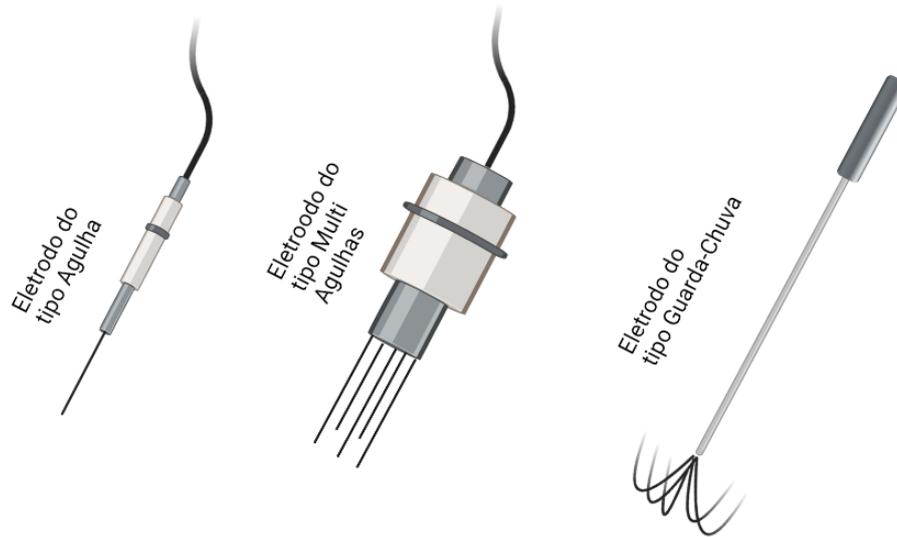


Figura 6. Modelos e suas geometrias comerciais de eletrodos. Fonte: Autoria Própria

em seus resultados é identificado que o aumento de raio do eletrodo eleva a área de lesão devido a um aumento associado na área de superfície de contato, bem com, o aumento do comprimento do eletrodo também eleva a área de lesão devido às maiores perdas convectivas para o fluxo sanguíneo.

Mesmo com a variação de parâmetros de diâmetro e comprimento no eletrodo, ainda temos o “efeito ponta”, sendo um fenômeno ocorrido durante a ablação por radiofrequência (RFA). Como os eletrodos da RFA são geralmente pontiagudos, a maior parte da energia de radiofrequência é liberada na ponta do eletrodo. Isso resulta em um aumento da temperatura nessa região, conhecido como “efeito ponta”. A concentração de temperatura na ponta do eletrodo é importante porque é onde ocorre a ablação do tecido [23].

A concentração de temperatura é um fator crítico para o sucesso da ablação por radiofrequência. Se a temperatura não atingir um certo nível, a ablação não será efetiva e o tecido alvo pode não ser destruído completamente. Por outro lado, se a temperatura for muito alta, pode ocorrer dano térmico excessivo nos tecidos circundantes e complicações, como sangramento e lesão de órgãos adjacentes. Portanto, é importante monitorar cuidadosamente a temperatura durante o procedimento de ablação por radiofrequência [23].

Para evitar esses problemas, os eletrodos da RFA são projetados para minimizar o “efeito ponta”, ver figura 7, e distribuir a energia de radiofrequência de maneira uniforme. Além disso, os equipamentos de RFA modernos geralmente têm recursos para monitorar a temperatura em tempo real e ajustar a energia consoante a temperatura, garantindo assim que a concentração seja adequada para a ablação efetiva do tecido alvo [23].

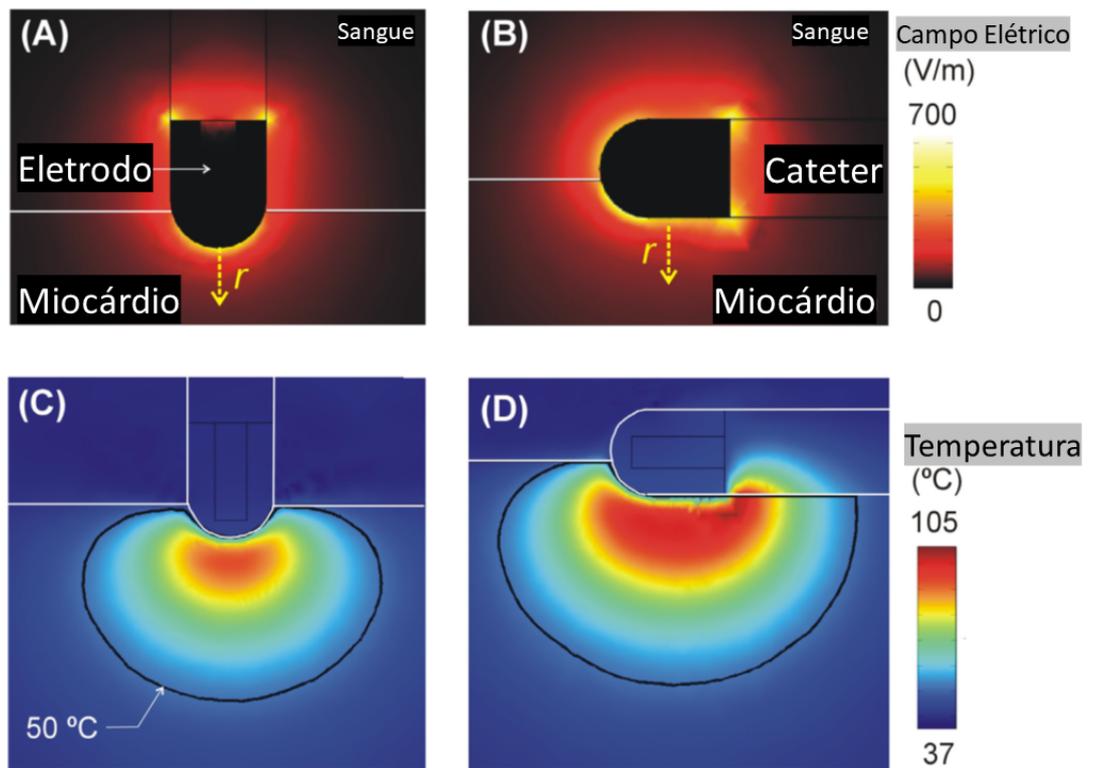


Figura 7. Em todas as figuras temos uma área de dispersão de campo elétrico (A e B), e dispersão de zona térmica (C e D). Nas figuras A e B temos os valores de campo elétrico (V/m), nas figuras C e D temos as temperaturas (°C). Perpendicularmente o eletrodo A e C, e na paralela B e D. Fonte: Adaptado [25].

Mesmo a corrente fluindo por diferentes tipos de tecido, do endocárdio à pele, a densidade de corrente só é alta nas proximidades do eletrodo ativo, de modo que somente nesse ponto, pode potencialmente causar um aumento de temperatura, e como regra geral é esperado que a lesão térmica seja criada nos pontos com elevados valores de potência elétrica e ínfima dissipação de calor [25]. Diante dessa afirmação, é possível simplificar o design do eletrodo, mesmo que com várias agulhas, para o eletrodo de agulha única.

Uma grande variante do efeito ablativo sobre o eletrodo é quando a entrega de temperatura não ocorre devido ao aumento exponencial da impedância na agulha, incorrendo no *roll off*.

2.3.2 Efeito *roll off*

O efeito *roll off* ocorre devido ao aumento considerável da impedância dos tecidos circundantes à agulha do eletrodo, formando coagulações e impedindo a condutividade elétrica do eletrodo [26]. A necrose dos tecidos, incluso o tumor, é a vaporização da água presente nas células, isso varia exponencialmente e muito rápida a impedância tecidual, incorrendo no *roll off*, este fator pode ser explicitado no gráfico 8 conforme o trabalho do Fonseca, R. D. D. [27], onde no tempo inicial de ablação a impedância tem um valor aproximado de 110 Ω , em seguida tendo uma leve baixa para 80 Ω e mantendo um valor constante até aproximadamente 150 segundos, após isso temos o início do fator de *roll off*, com uma súbita elevação da impedância após os 180 segundos.

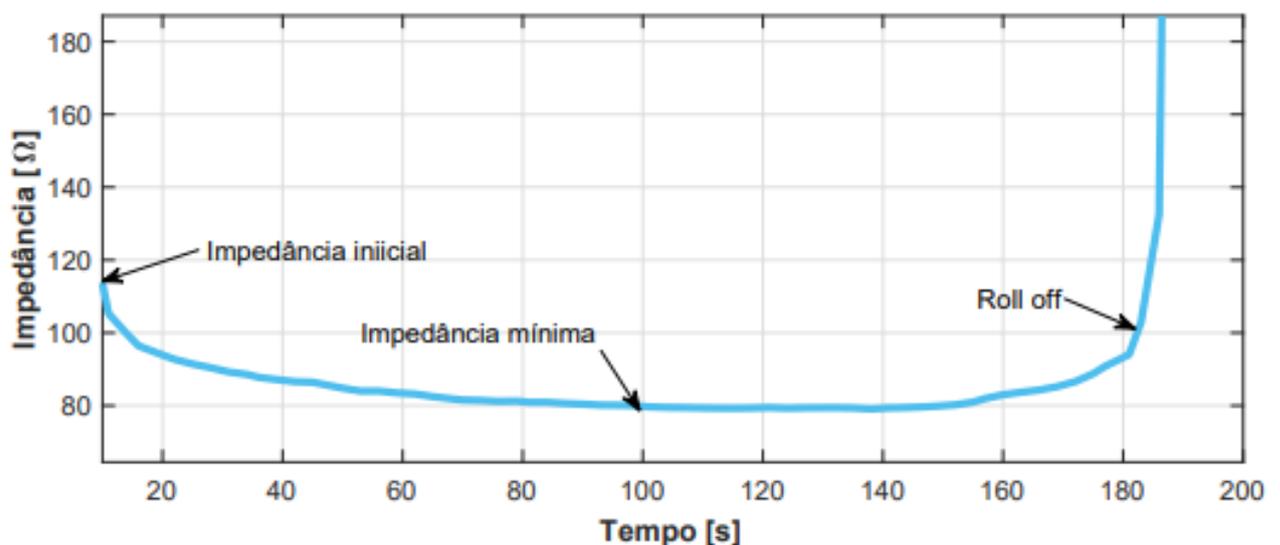


Figura 8. Processo de *Roll Off* em tecido *ex-vivo*. Fonte: Adaptado [27].

2.3.3 Resfriamento interno do eletrodo

Em principal devido à formação de trombos durante a ablação, o desempenho de cateteres de ponta irrigada tem sido objeto de estudo incluindo a dinâmica dos fluidos na modelagem computacional, obtendo distribuições realistas de temperatura na interface eletrodo-sangue [18].

É de suma importância o resfriamento interno do eletrodo devido às variações de temperatura ocasionadas pelo aumento da impedância, além disso, devido à menor área de superfície de contato do eletrodo, a impedância do sistema de ablação é maior. Portanto, sem irrigação, a temperatura do sistema aumentará rapidamente para 100 °C, sendo esta a temperatura de evaporação da água, incorrendo no rompimento dos tecidos circundo ao eletrodo, resultando na falha do procedimento ablativo. Idealmente, em um procedimento de ablação, é desejável ocasionar a maior área possível de lesão [28].

2.3.4 Perfusão sanguínea

A taxa de perfusão sanguínea é a quantidade de sangue que flui mediante um determinado tecido ou órgão em um determinado tempo. É expressa em unidades de volume por unidade de tempo, como mililitros por minuto (mL/min) ou litros por minuto (L/min). A taxa de perfusão sanguínea é um parâmetro importante na avaliação da saúde e do funcionamento de um órgão ou tecido, ao fornecer informações sobre o suprimento de oxigênio e nutrientes necessários para manter suas funções vitais [29].

A perfusão sanguínea é definida pela capacidade dos vasos sanguíneos micro capilar de dissipar a energia térmica na região vizinha [26]. Aplicada aos equipamentos de ablação, o eletrodo capaz de fornecer calor para gerar dano térmico no tumor, troca calor com os vasos capilares presentes no tecido em volta do agente tumoral, elevando a potência necessária para a ablação, na figura 9 temos o exemplo de perfusão sanguínea.

A taxa de perfusão sanguínea pode afetar a eficácia da ablação, pois uma alta taxa de fluxo sanguíneo pode resfriar o tecido-alvo, reduzindo a temperatura necessária para a ablação ser bem-sucedida. Por outro lado, uma baixa taxa de perfusão sanguínea pode aumentar o risco de lesões térmicas excessivas, o que pode levar a complicações. A perfusão sanguínea através do micro capilar no interior do tecido atua como um dissipador de calor que retira o calor do tecido durante a RFA. Enquanto a temperatura do tecido aumenta além do limiar de dano térmico, os vasos micro capilar eventualmente se rompem de tal forma que o fluxo sanguíneo cessa existir. No presente estudo, a cessação completa da perfusão sanguínea é considerada ocorrendo no início da coagulação térmica completa, implicando no limite da impedância de 4,6 ohms [30].

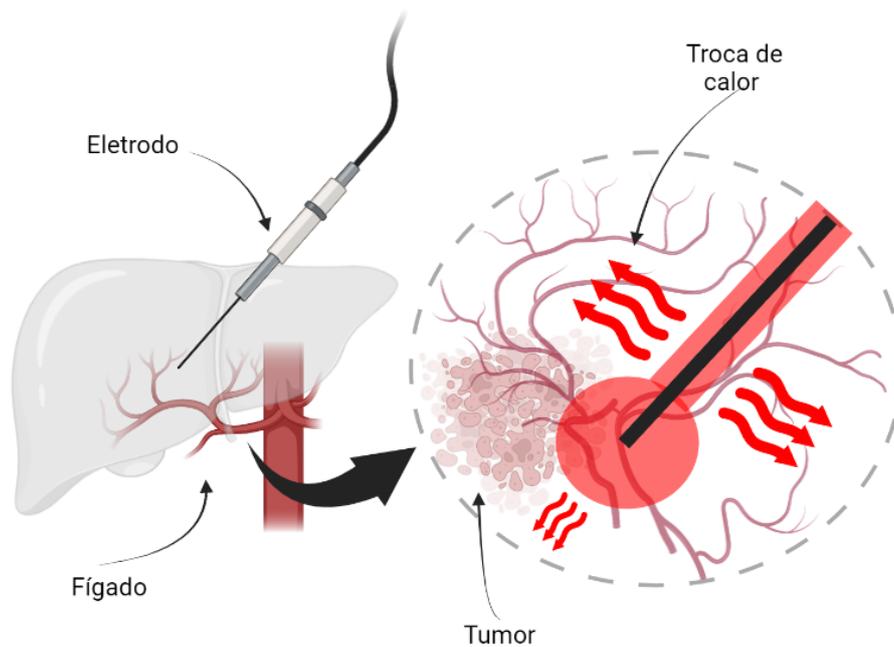


Figura 9. Os vasos capilares ou micro capilares facilitam a troca de calor com o eletrodo, no exemplo temos um fígado altamente vascularizado. Fonte: Autoria própria.

2.3.5 Equação de bio transferência de calor

O primeiro experimento *in silico* com base governante na equação de bio transferência foi o de *Labonté, Sylvain* [24], para suprir a necessidade de um problema em estado transitório, tendo em vista, o fluxo de calor entre eletrodo e tecidos.

Condições iniciais e de contorno se fazem necessária para solução da equação de Pennes, sendo estas algumas das condições de contorno:

Condições de contorno de Dirichlet: este tipo de condição de contorno, o valor da solução é especificado no contorno do domínio. Por exemplo, no caso de um problema de transferência de calor, a temperatura na superfície do objeto pode ser especificada.

Condições de contorno de Neumann: aplicando condições de contorno, a derivada da solução é especificada na fronteira do domínio. Por exemplo, no caso de um problema de fluxo de fluido, a velocidade normal na superfície do objeto pode ser especificada.

Condições de contorno de Robin: neste tipo de condição de contorno, uma combinação linear do valor da solução e sua derivada é especificada na fronteira do domínio. Por exemplo, no caso de um problema de transferência de calor, o fluxo de calor na superfície do objeto pode ser especificado como uma combinação linear da tem-

peratura e sua derivada normal.

Condições de contorno mistas: em alguns casos, uma combinação das condições de contorno de Dirichlet, Neumann e Robin pode ser especificada em diferentes partes do contorno do domínio.

As condições de contorno são uma parte importante dos modelos matemáticos em física, engenharia e outros campos, e ajudam a especificar totalmente o comportamento de um sistema e a determinar os valores de quantidades desconhecidas nos limites do sistema.

Ampliando o leque de aplicações, a equação de Pennes pode ser observada nas seguintes aplicações:

Tratamento de hipertermia: a equação de Pennes é usada para estudar os efeitos térmicos do tratamento de hipertermia, que envolve o aquecimento do tecido tumoral a temperaturas entre 40 °C e 45 °C. A equação ajuda a determinar a distribuição de temperatura ideal e a duração do tratamento para maximizar a eficácia da terapia.

Tratamento de crioterapia: aplicada a equação de Pennes, é usada para estudar os efeitos térmicos do tratamento de crioterapia, que envolve o congelamento de tecidos a temperaturas entre -20 e -60 graus Celsius. A equação ajuda a determinar a distribuição de temperatura ideal e a duração do tratamento para minimizar o dano tecidual e, ao mesmo tempo, alcançar o efeito terapêutico desejado.

Terapia a laser: estudando os efeitos térmicos da terapia a laser, a equação de Pennes é usada para estudar os efeitos térmicos da terapia a laser, que envolve o uso de um laser para aquecer ou resfriar o tecido para obter um efeito terapêutico. A equação ajuda a determinar os parâmetros ideais do laser, como potência e duração, para alcançar a distribuição de temperatura desejada e o efeito terapêutico.

Imagem térmica: nas imagens térmicas, a equação de Pennes é empregada envolvendo a medição da distribuição de temperatura no tecido biológico usando câmeras infravermelhas. A equação ajuda a interpretar as imagens térmicas e a determinar os processos fisiológicos subjacentes que contribuem para a distribuição de temperatura observada.

A equação de Pennes [31] fornecer toda a base matemática para a modelagem de sistemas de bio transferência de calor, modelando o processo de transferência de calor em tecidos biológicos e pele, que continua sendo amplamente empregada por pesquisadores que buscam entender os fenômenos envolvidos, a exemplo, processos de ablação. A equação a seguir define os efeitos do metabolismo energético e da perfusão sanguínea no

balanço de energia dos tecidos:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot K \nabla T + (\rho c)_s \omega_s (T_a - T) + Q_{met} + Q_{elet}; \quad (1)$$

Nesta equação temos que ρ representa a massa específica do tecido [kg/m^3], T indica a temperatura [$^{\circ}C$] e t é o tempo [s], c é a variável para o calor específico do tecido [$J/kg \cdot ^{\circ}C$], K tem por definição a condutividade térmica do tecido [$W/m \cdot ^{\circ}C$]. Proporcionais a perfusão sanguínea temos as variáveis ρ_s , c_s , ω_s , sendo respectivamente da massa específica do sangue [kg/m^3], calor específico do sangue [$J/kg \cdot ^{\circ}C$] e a taxa de perfusão sanguínea [$m^3 \text{ de sangue} / m^3 \text{ de tecido}$]. T_a [$^{\circ}C$] é a variável que determina a temperatura do sangue arterial e T [$^{\circ}C$] representa a temperatura do tecido. Sendo, Q_{met} representando a fonte da geração de calor metabólico [W/m^3] e Q_{elet} caracterizando a fonte de calor externo advindo do eletrodo [W/m^3], alvo principal do estudo.

Nas aplicações em linhas gerais, a equação de Pennes é uma ferramenta valiosa para estudar os efeitos térmicos de vários procedimentos e terapias médicas e para otimizar os parâmetros desses tratamentos para alcançar o efeito terapêutico desejado, minimizando o dano tecidual, por meio de controle do eletrodo como fonte elétrica de calor.

2.3.6 Fonte elétrica de calor

Como classificação atual, são presentes na natureza quatro interações fundamentais: (nuclear) forte, eletromagnética, (nuclear) fraca e gravitacional — em ordem decrescente de intensidade.

Em foco a interação fundamental denominado eletromagnetismo, mais precisamente o campo elétrico gerado pela tensão aplicada ao eletrodo, implicando à distribuição do potencial elétrico pelo tecido e podendo ser aproximada pela lei de Maxwell [19].

$$\nabla \cdot (\sigma(T) \nabla \phi) = 0; \quad (2)$$

Onde, σ designa a condutividade elétrica em função da temperatura e o ϕ representa a distribuição de potencial elétrico. Correlacionando a equação de bio transferência novamente, o Q_{elet} pertinente a esta equação e sinalizado como fonte externa de calor aplicado no tecido devido ao efeito joule, pode ser expresso:

$$Q_{elet} = \sigma(T) |\nabla \phi|^2; \quad (3)$$

Esta condutividade elétrica é citada no estudo de *Pérez, Juan J., et al.* [22], e concluiu que apesar das diferenças teciduais afetem a densidade da corrente elétrica em pequena escala, no geral isso não parece afetar significativamente o tamanho da lesão. As simulações computacionais demonstraram que a densidade de corrente em um tecido diversificado e composto por miocárdico ventricular tecidual, gordura e tecido fibrótico, é observado que a corrente elétrica flui preferencialmente por meio de tecidos com maior condutividade elétrica, ou seja, via tecido fibrótico em vez de gordura e miocárdio viável em vez de tecido fibroso.

Somente é possível nos mais variados casos clínicos, o estudo das grandezas elétricas inerentes ao processo de ablação por meio da modelagem computacional, devido ao grande número de variáveis existentes.

2.4 MODELAGEM COMPUTACIONAL POR ELEMENTOS FINITOS

A simulação numérica é uma importante ferramenta computacional para predição de comportamentos físicos dos mais variados dispositivos projetados. Esta metodologia proporciona informações detalhadas sobre fenômenos físicos, examinando por Método de Elementos Finitos (MEF) em cada ponto específico do dispositivo, onde no mundo real se torna experimentalmente impossível [32].

Na busca por soluções mais simplificadas para problemas envolvendo geometrias mais complexas, o MEF tem realizado soluções aproximadas para estes problemas.

A ideia básica do MEF é possibilitar a solução de problemas geométricos de alta complexidade, como, por exemplo, o fluxo de calor em um motor a combustão, e aplicando malhas triangulares ou quadrilaterais à geometria torna a solução viável, ou aproximada, esses elementos, como sua geometria, propriedades do material e condições de contorno, são definidas usando equações matemáticas e métodos numéricos. Na figura 10 é possível denotar os nodos de conexão dos triângulos sobre a geometria complexa.

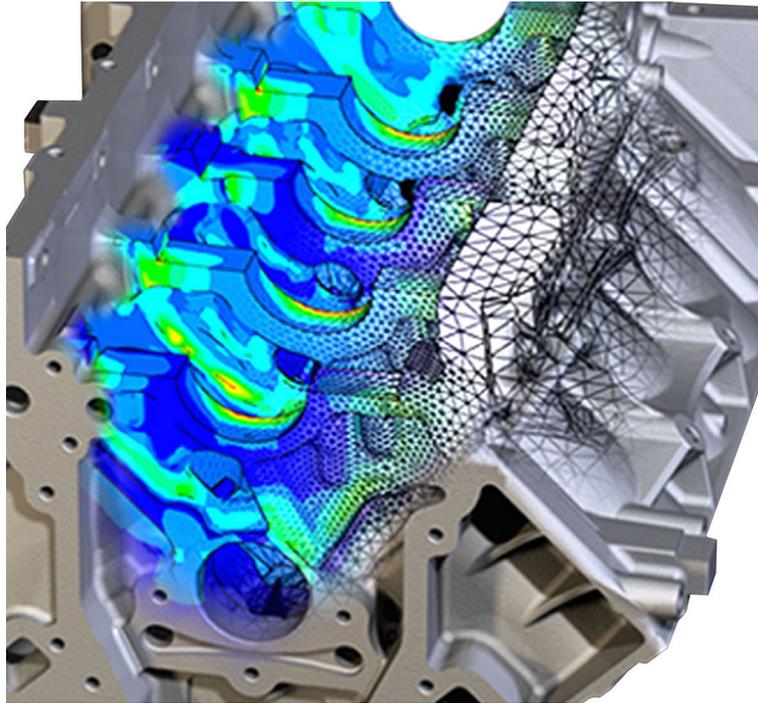


Figura 10. Malha de simulação aplicando MEF, ressaltando os nodos de interesse para a solução do problema. Fonte: [33].

2.4.1 Domínio contínuo e discreto

No contexto da análise de elementos finitos, o domínio físico de um problema pode ser classificado como contínuo ou discreto, dependendo da natureza do problema a ser resolvido [34].

Um **domínio contínuo** refere-se a um sistema físico que pode ser modelado por uma função matemática contínua, como distribuição de temperatura em um sólido ou fluxo de fluido em um tubo. Nesse caso, o domínio é representado como uma função matemática contínua definida em um espaço contínuo e pode ser aproximado usando um método de elementos finitos discretizando o domínio em um número finito de subdomínios menores chamados elementos.

Por outro lado, um **domínio discreto** refere-se a um sistema físico que consiste em um número finito de elementos discretos, como uma estrutura mecânica composta de vigas e juntas interconectadas. Nesse caso, o domínio já está discretizado em um número finito de elementos discretos, e o método dos elementos finitos é usado para analisar o comportamento dos elementos individuais e suas interações.

Em ambos os casos, o método dos elementos finitos envolve aproximar o comportamento do sistema físico, representando-o como um conjunto de elementos mais simples e usando modelos matemáticos para descrever o comportamento de cada elemento. A prin-

principal diferença entre domínios contínuos e discretos é o nível de discretização necessário para modelar o sistema físico com precisão.

Os elementos finitos são essenciais porque permitem que a solução seja aproximada de uma forma computacionalmente eficiente, numérica e precisa. Ao dividir o problema em partes menores e mais simples, torna-se possível resolvê-los passo a passo e considerar a influência de vários fatores, como cargas, condições de contorno e propriedades do material.

A escolha de modelar um sistema físico como um domínio contínuo ou discreto depende da natureza do problema que está sendo resolvido, dos dados disponíveis e do nível de precisão desejado. Em geral, domínios contínuos são mais adequados para problemas que podem ser descritos usando equações diferenciais ou equações diferenciais parciais, enquanto domínios discretos são mais adequados para problemas que envolvem pontos de dados ou medições discretas.

O método dos elementos finitos (MEF) consiste nas cinco etapas a seguir [35]:

- Pré-processamento: subdividir o domínio do problema em elementos finitos;
- Formulação de elementos: desenvolvimento de equações para elementos;
- Montagem: obtenção das equações de todo o sistema a partir das equações dos elementos individuais;
- Resolução de equações;
- Pós-processamento: determinação de quantidades de interesse, como tensões e deformações, e obtenção de visualizações da resposta.

Diversos softwares têm por objetivo de simulação os mais variados fenômenos físicos. Como em qualquer programa de método numérico discreto usado para resolver uma Equação Diferencial Parcial contínua, o método dos elementos finitos possui algum erro numérico na simulação, para minimizar isso, é necessário aplicar uma malha apropriada ao problema que se busca solucionar. Uma das possíveis soluções em elementos finitos é convergir para o resultado analítico com refinamento de malha global, caso haja hardware suficiente disponível [36].

É necessário ressaltar também a necessidade de refino na malha onde os pontos são problemas difusivos, ou seja, onde os gradientes de fluxo mudam rapidamente, como exemplo, os eletrodos para ablação que possuem forte fluxo térmico em suas extremidades [36].

2.4.2 Critério de convergência

O critério de convergência de elementos finitos é usado para determinar o nível de precisão de uma análise de elementos finitos. Na análise de elementos finitos, um modelo matemático de um sistema físico é dividido em uma malha de elementos menores e soluções numéricas são calculadas para cada elemento. O critério de convergência é uma medida de quão próximas às soluções numéricas para cada elemento se aproximam da solução verdadeira.

Existem vários critérios de convergência usados na análise de elementos finitos, mas um dos mais usados é a norma L2 do erro, citada como exemplo a seguir na equação 4. A norma L2 do erro é definida como a raiz quadrada da integral do quadrado da diferença entre as soluções numéricas e verdadeiras em todo o domínio. Pode ser expresso matematicamente como:

$$\text{Norma L2 do erro} = \sqrt{\int (u - u^*)^2 dx}; \quad (4)$$

onde u é a solução numérica, u^* é a solução verdadeira e dx é o elemento diferencial do domínio.

O critério de convergência é normalmente alcançado quando a norma L2 do erro é menor que um certo valor limite, especificado pelo analista ou pelo software usado para a análise. O valor limite é geralmente definido com base no nível de precisão desejado e nos recursos computacionais disponíveis.

Em resumo, o critério de convergência de elementos finitos é uma medida da precisão das soluções numéricas obtidas a partir de uma análise de elementos finitos. A norma L2 do erro é um dos critérios de convergência comumente usados, e a convergência é normalmente alcançada quando a norma L2 do erro é menor que um valor limite especificado.

2.4.3 Critério de estabilidade

No contexto da análise de elementos finitos, a estabilidade refere-se à capacidade de um algoritmo numérico de produzir soluções precisas e significativas sem introduzir oscilações espúrias ou instabilidade. A estabilidade do elemento finito é uma consideração crítica no projeto e implementação de algoritmos numéricos para resolver equações diferenciais parciais[37].

A estabilidade de um algoritmo de elementos finitos depende de vários fatores,

incluindo a escolha do tipo e tamanho do elemento, o tamanho do passo de tempo usado em problemas dependentes do tempo e o método usado para resolver o sistema de equações resultante.

Uma medida comum de estabilidade na análise de elementos finitos é a condição de Courant-Friedrichs-Lewy (CFL). A condição CFL é uma restrição no tamanho do passo de tempo usado em problemas dependentes do tempo, o que garante que a solução não se torne instável devido a oscilações numéricas. A condição CFL é baseada na ideia de que o tamanho do passo de tempo deve ser pequeno o suficiente para garantir que a solução numérica não se propague mais rapidamente do que os fenômenos físicos que estão sendo modelados.

Outra medida comum de estabilidade é o número de condição do sistema de equações resultantes da discretização das equações diferenciais parciais usando elementos finitos. O número de condição é uma medida de quão bem condicionado está o sistema de equações, e está relacionado com a precisão e estabilidade da solução numérica. Um sistema com inúmeras condições podem levar a instabilidades numéricas e soluções imprecisas.

Para garantir a estabilidade de um algoritmo de elementos finitos, é importante selecionar cuidadosamente os tipos e tamanhos de elementos apropriados, tamanhos de passo de tempo e métodos de solução e realizar análises de sensibilidade para avaliar o impacto das incertezas e simplificações do modelo na estabilidade da solução numérica.

2.4.4 Critério de representatividade

Em elementos finitos, a representatividade refere-se à capacidade de um modelo de elementos finitos de capturar com precisão o comportamento do sistema físico que se planeja representar. Um modelo de elementos finitos é considerado representativo se puder fornecer previsões precisas da resposta do sistema físico a várias condições de carregamento e condições de contorno[37].

A representatividade de um modelo de elementos finitos depende de vários fatores, incluindo a escolha do tipo e tamanho do elemento, as propriedades do material usadas para definir o comportamento do sistema físico e a precisão das condições de limite e carga aplicadas ao modelo.

Uma maneira de avaliar a representatividade de um modelo de elementos finitos é comparar suas previsões com dados experimentais ou soluções analíticas para o mesmo sistema físico. Se as previsões do modelo estiverem conforme os dados experimentais ou analíticos, então o modelo é considerado representativo.

No entanto, é importante observar que a representatividade de um modelo de elementos finitos não é absoluta, mas sim uma medida relativa de quão bem o modelo representa o sistema físico no contexto escolhido. Um modelo representativo para uma condição de carregamento ou condição limite pode não ser representativo para outra condição e vice-versa.

Na prática, o objetivo da análise de elementos finitos geralmente é obter um modelo que seja representativo o suficiente para o propósito pretendido da análise, equilibrando a compensação entre eficiência computacional e precisão. Isso envolve a seleção cuidadosa dos tipos e tamanhos de elementos apropriados, propriedades do material e condições de limite e carga, além da realização de análises de sensibilidade para avaliar o impacto das incertezas e simplificações do modelo nas previsões de interesse.

2.4.5 COMSOL multiphysics®

O COMSOL Multiphysics® é uma plataforma de software usada para modelar e simular sistemas físicos. Ele permite que os usuários criem modelos de sistemas reais e simulem seu comportamento sob várias condições. O software é amplamente utilizado em campos como eletromagnetismo, acústica, dinâmica de fluidos, transferência de calor, entre outros [38].

O fluxo de trabalho básico no COMSOL® envolve a criação de uma geometria para o sistema, a definição dos materiais e propriedades dos diferentes componentes e a seleção das interfaces e solucionadores de física relevantes. Os usuários podem executar simulações para estudar o comportamento do sistema sob diferentes condições e analisar os resultados usando uma variedade de ferramentas de pós-processamento.

Um dos principais pontos fortes do COMSOL® é sua capacidade de modelar problemas multi físicos complexos. Isso significa que os usuários podem simular sistemas em que vários fenômenos físicos estão ocorrendo simultaneamente, como interações fluido-estrutura ou aquecimento eletromagnético. O software também inclui uma ampla variedade de materiais predefinidos, interfaces físicas e solucionadores, facilitando o início da modelagem pelos usuários. No geral, este software é uma ferramenta poderosa para engenheiros, pesquisadores e cientistas que precisam modelar e simular sistemas físicos. Suas opções de flexibilidade e personalização o tornam uma escolha popular para uma ampla gama de aplicações, incluindo engenharia automotiva, aeroespacial, energética e biomédica[38].

2.4.6 Critérios de elementos finitos aplicados ao COMSOL®

Para garantir que a solução numérica obtida pelo software seja precisa e confiável, é necessário que o método de solução escolhido seja convergente. Isso significa que a solução deve se aproximar da solução exata quando o tamanho da malha é refinado [39]. O COMSOL® usa diferentes critérios de convergência, de estabilidade e de representatividade para garantir que a solução seja ideal. Os critérios são aplicados automaticamente pelo COMSOL®, sendo estes, alguns dos critérios aplicados:

2.4.6.1 Critério de convergência aplicado ao COMSOL®

Esses são alguns dos critérios de convergência aplicados ao COMSOL®:

Critério de convergência da solução: responsável por medir a variação da solução entre iterações sucessivas. Se a variação da solução for menor que um valor pré-determinado, a solução é considerada convergente pelo COMSOL®.

Critério de convergência da energia: tem por objetivo verificar se a energia do sistema está se conservando durante a simulação. Se a variação da energia for menor que um valor pré-determinado, a simulação é considerada convergente.

Critério de convergência da malha: observando quando a solução não está sendo afetada pelo tamanho da malha, para isso, o software realiza uma simulação com uma malha mais fina e uma malha mais grossa e compara os resultados. Se a diferença entre as soluções for menor que um valor pré-determinado, a simulação é considerada convergente.

Critério de convergência de tempo: este critério verifica se a solução não está sendo afetada pelo tamanho do passo de tempo usado na simulação. Se a solução não estiver convergindo com um determinado passo de tempo, o software COMSOL® reduz o tamanho do passo de tempo até que a solução seja convergente.

Critério de convergência de resíduos: verificando onde os resíduos da equação diferencial estão diminuindo a um ritmo adequado. Se os resíduos não estiverem diminuindo, o software aumenta a ordem do método de solução ou ajusta outros parâmetros para acelerar a convergência.

2.4.6.2 Critério de estabilidade aplicado ao COMSOL®

Critério de estabilidade de Courant-Friedrichs-Lewy (CFL): neste critério é imposto uma restrição ao tamanho do passo de tempo usado na simulação. O software

COMSOL[®] monitora continuamente a estabilidade do modelo em relação ao CFL e ajusta automaticamente o passo de tempo, se necessário.

Critério de estabilidade do número de Péclet: responsável por impor uma restrição ao tamanho do elemento usado na malha, com base na relação entre o tamanho do elemento e a taxa de variação da solução. O software verifica continuamente o número de Péclet para garantir que a simulação seja estável.

Critério de estabilidade do número de Reynolds: impõe uma restrição ao tamanho do elemento usado na malha, com base na relação entre o tamanho do elemento e a velocidade do fluido, e logo após, verificando continuamente o número de Reynolds para garantir que a simulação seja estável.

Critério de estabilidade do número de Strouhal: como por base, é imposto uma restrição ao tamanho do passo de tempo usado na simulação, com base na frequência natural do sistema. O COMSOL[®] verifica continuamente o número de Strouhal para garantir que a simulação seja estável.

Critério de estabilidade do número de Mach: impondo uma restrição à velocidade do fluido, com base na velocidade do som, é verificado através do software continuamente o número de Mach para garantir que a simulação seja estável.

2.4.6.3 Critério de representatividade aplicado ao COMSOL[®]

No software COMSOL[®], os critérios de representatividade são baseados na qualidade da malha e na convergência da solução. O software utiliza uma série de métricas de qualidade da malha, como o fator de forma dos elementos, o número de conectividades dos elementos, a relação entre o tamanho do elemento e o tamanho da geometria e outros parâmetros geométricos, para garantir que a malha seja representativa da geometria física. Além disso, é usado critérios de convergência para garantir que a solução numérica esteja convergindo para uma solução precisa. Isso envolve a verificação da variação da solução em relação ao tamanho do elemento, à ordem do elemento e a outros parâmetros da solução [38].

O software também fornece recursos de análise de malha, como plotagens de qualidade da malha, para auxiliar os usuários a avaliar a qualidade da malha, possibilitando um feedback. Além disso, o COMSOL[®] oferece as mais variadas opções de refinamento de malha adaptativo para aprimorar a representatividade da malha e a precisão da solução.

Por fim, os critérios de representatividade são baseados na qualidade da malha e na convergência da solução, sendo verificados por métricas de qualidade da malha e

critérios de convergência numérica.

2.4.7 Módulos COMSOL® para aplicações

Como explanado anteriormente, as áreas afins, incluindo mecânica, acústica, óptica, elétrica, magnetismo, fluidos e química do COMSOL® permite aos usuários modelar e simular fenômenos físicos. Os módulos do software são pacotes de extensão que fornecem funcionalidades avançadas para a simulação em áreas específicas. Abaixo estão alguns dos módulos mais comuns [38]:

Módulo de Mecânica Estrutural: simulação de estruturas mecânicas, obtendo também, análise de tensão, deformação e vibração.

Módulo de Eletromagnetismo: simula campos eletromagnéticos, incluindo problemas de baixa frequência, alta frequência e micro-ondas.

Módulo de Transferência de Calor: na aplicação de sistemas termais com o objetivo da avaliação na troca de calor, este módulo inclui análise de transferência de calor por convecção, condução e radiação.

Módulo de Dinâmica de Fluidos: simulação de fluxo de fluido em sistemas hidrodinâmicos, inclusive análise de escoamento de fluido incompressível, compressível e multifásico.

Módulo de Química: simulação de processos químicos, objetivando análise de cinética química, transferência de massa e reações químicas.

Módulo de Micro-fluidos: simulando processos de fluxo em dispositivos micro-fluídicos, inclusa análise de transferência de massa, reações químicas e eletroforese.

Módulo de Acústica: este módulo é usado para simulação de propagação de ondas sonoras em meios acústicos, incluindo análise de propagação de ondas sonoras em meios sólidos, líquidos e gasosos.

Módulo de Geometria Otimizada: usado para simulação de geometrias complexas, e otimização de geometrias de sistemas mecânicos, eletromagnéticos e de fluidos.

Módulo de Interação de Partículas: interação entre partículas, incluindo análise de dinâmica de partículas e simulação de processos de carregamento e descarregamento de partículas.

Esses são apenas alguns dos módulos disponíveis. Cada módulo oferece recursos avançados para a simulação em áreas específicas, permitindo que os usuários resolvam problemas complexos em diversas áreas da engenharia e da ciência. A exemplo, o aque-

cimento eletromagnético, buscando modelar na área de oncologia hipertérmica o campo eletromagnético acoplado à equação do bio transferência de calor.

2.4.8 Aquecimento eletromagnético (módulo de eletromagnetismo e módulo de transferência de calor no COMSOL®)

O módulo de eletromagnetismo do COMSOL® é uma ferramenta de simulação computacional para modelar e analisar problemas eletromagnéticos em diferentes aplicações. Ele permite aos usuários resolver equações de Maxwell para campos elétricos e magnéticos em sistemas complexos, bem como avaliar propriedades como campo magnético, corrente elétrica, densidade de fluxo magnético, entre outras.

O módulo de eletromagnetismo do COMSOL® oferece uma ampla variedade de recursos, como *solvers* de campo elétrico e magnético, análise de circuito elétrico, acoplamento eletromagnético e térmico, simulação de ondas eletromagnéticas, simulação de efeitos quânticos.

Algumas das principais aplicações do módulo de eletromagnetismo incluem:

- Design e análise de dispositivos eletromagnéticos, como motores, geradores, transformadores, antenas e circuitos impressos;
- Estudo de materiais eletromagnéticos, como metais, dielétricos, ferromagnéticos, supercondutores, entre outros;
- Simulação de processos de aquecimento por indução, como têmpera, recozimento, soldagem e fundição;
- Análise de campos eletromagnéticos em ambientes complexos, como salas de testes, túneis eletromagnéticos e linhas de transmissão de energia elétrica;
- Projeto e análise de dispositivos de micro-ondas e de radiofrequência, como dispositivos semicondutores, circuitos integrados e antenas;
- Análise de problemas de acoplamento eletromagnético em sistemas complexos, como sistemas de potência elétrica e sistemas de comunicação;
- Simulação de efeitos quânticos em sistemas eletromagnéticos, como túneis quânticos e estados eletrônicos.

Como título deste tópico, o módulo de transferência de calor do COMSOL® oferece uma ampla variedade de recursos, como diferentes *solvers* para problemas estacionários

e transientes, acoplamento térmico com outras físicas, como mecânica dos fluidos, eletromagnetismo e química, modelos de transferência de calor radiativa, convecção forçada e natural, transferência de calor em materiais com propriedades dependentes da temperatura. Ele usa equações matemáticas que descrevem o comportamento térmico de materiais, permitindo simular o fluxo de calor mediante sólidos, líquidos e gases.

Algumas das principais aplicações do módulo de transferência de calor incluem:

- Estudo de problemas de dissipação de calor em eletrônicos, como dispositivos semicondutores, microprocessadores, componentes de potência e circuitos impressos;
- Projeto e análise de sistemas de refrigeração e aquecimento, como trocadores de calor, condicionadores de ar e sistemas de aquecimento residencial e industrial;
- Análise de problemas de condução de calor em sólidos, como problemas de transferência de calor em materiais estruturais, metais, cerâmicas, polímeros e compósitos;
- Simulação de transferência de calor em processos de fabricação, como moldagem por injeção, laminação, extrusão e fundição;
- Análise de transferência de calor em sistemas de energia renovável, como células solares, turbinas eólicas e sistemas de armazenamento de energia térmica;
- Estudo de problemas de transferência de calor em biologia e medicina, como problemas de regulação térmica em organismos vivos, sistemas de diagnóstico por imagem térmica e tratamento térmico de câncer.

Os módulos de eletromagnetismo e de transferência de calor são ferramentas poderosas e flexíveis para modelar e analisar problemas de eletromagnetismo e transferência de calor em diferentes áreas de pesquisa e aplicação, como engenharia mecânica, engenharia química, engenharia elétrica, ciências dos materiais, medicina e biologia.

2.4.9 Simulação biomédica

A modelagem computacional deve, portanto, ser considerada uma ferramenta complementar aos estudos experimentais, sendo realmente um meio insubstituível de validação de resultados computacionais. Essa abordagem aspira melhorar o entendimento de fenômenos complexos em biologia e medicina, a exemplo, a resposta de tecidos biológicos a estímulos externos [25].

Os modelos computacionais utilizados na modelagem biomédica variam em escala, desde modelos moleculares até modelos de sistemas biológicos completos. Alguns

exemplos de aplicações incluem modelagem de sistemas cardiovasculares, simulação de dinâmica molecular de proteínas, estudo de propriedades de materiais biológicos.

A modelagem por computador tem vantagens claras, em primeira ordem, as variáveis podem ser mantidas sob controle e atribuídas faixas de variações individuais ou múltiplas, no caso do eletrodo variando parâmetros de potência e frequência, por exemplo, e em segunda ordem, como resultado, pode analisar variáveis térmicas e elétricas em áreas muito próximas ao eletrodo, onde de fato elas mudam tão drasticamente com distância (ou seja, gradientes enormes) que são impossíveis de mapear experimentalmente [40].

Com todo o ferramental disponível no COMSOL[®] é possível obter os mais variados resultados, diante deste cenário de dados simulados, a inteligência artificial com seus algoritmos de análise possibilita ampliar o campo de estudo fenomenológico.

2.5 INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

A área de inteligência artificial tem cada vez mais atraído a atenção de pesquisadores nos mais diversos ramos da tecnologia, sempre em busca de sistemas que se assemelham aos mecanismos cerebrais e redes neurais dos seres humanos. A diversidade de estudos na área de inteligência artificial é tão heterogênea que engloba ciências como a Psicologia, Neurologia, Filosofia, e a Matemática, sendo todas essas contribuintes para o processo evolutivo da inteligência artificial [41].

2.5.1 Aprendizado de máquina (*machine learning*)

O conceito de **Aprendizado de Máquinas** deriva da ideia de inteligência artificial, onde também denominado de *Machine Learning* tem como base algoritmos que visam o processamento de dados automatizadamente [42].

O aprendizado de máquina tem uma ampla gama de aplicações em diferentes setores e campos. Alguns aplicativos comuns de aprendizado de máquina incluem:

Reconhecimento de imagem e fala: o aprendizado de máquina pode ser usado para treinar algoritmos para reconhecer imagens e padrões de fala. Isso tem aplicações em áreas como carros autônomos, sistemas de segurança e saúde.

Processamento de linguagem natural: o aprendizado de máquina pode ser usado para analisar e entender a linguagem humana, incluindo análise de sentimentos, tradução de idiomas e chatbots.

Análise preditiva: o aprendizado de máquina pode ser usado para criar modelos preditivos que podem prever tendências futuras, identificar padrões e fazer recomendações. Isso tem aplicações em áreas como finanças, saúde e marketing.

Detecção de fraude: o aprendizado de máquina pode ser usado para detectar atividades fraudulentas, identificando padrões e anomalias nos dados.

Sistemas de recomendação: usado para criar sistemas de recomendação que sugiram produtos, serviços ou conteúdo aos usuários com base em suas preferências e comportamento.

Personalização: útil para personalizar as experiências do usuário, adaptando conteúdo, produtos ou serviços a usuários individuais com base em seu comportamento e preferências.

Cuidados de saúde: aplicado para auxiliar no diagnóstico médico, na descoberta de medicamentos e no monitoramento de pacientes.

Finanças: usado em análise de risco de crédito, detecção de fraude e otimização de portfólio.

No geral, os aplicativos de aprendizado de máquina têm o potencial de transformar vários setores e domínios, permitindo a automação, melhorando a eficiência e aprimorando os recursos de tomada de decisão.

Modelos preditivos (figura 11) em *machine learning* têm o poder de gerar linhas de tendências baseado nos dados disponíveis, possibilitando alguma previsibilidade sobre os resultados [42].

Compõem o processo de aprendizado de máquinas, a descoberta e extração de informações aplicando as seguintes tarefas: **regressão, classificação, associação, redução de dimensionalidade, detecção de desvios, sistemas de recomendação, aprendizagem por Reforço.**

Regressão: previsione uma variável de saída contínua com base nas variáveis de entrada. Por exemplo, prever o preço de uma casa com base em seu tamanho, localização e outros fatores.

Classificação: envolve prever uma variável de saída categórica com base em variáveis de entrada. Por exemplo, classificar e-mails como spam ou não spam com base em seu conteúdo.

Agrupamento: agrupamento de pontos de dados semelhantes com base em sua semelhança. Por exemplo, agrupar clientes com base em seu histórico de compras para identificar diferentes segmentos de mercado.

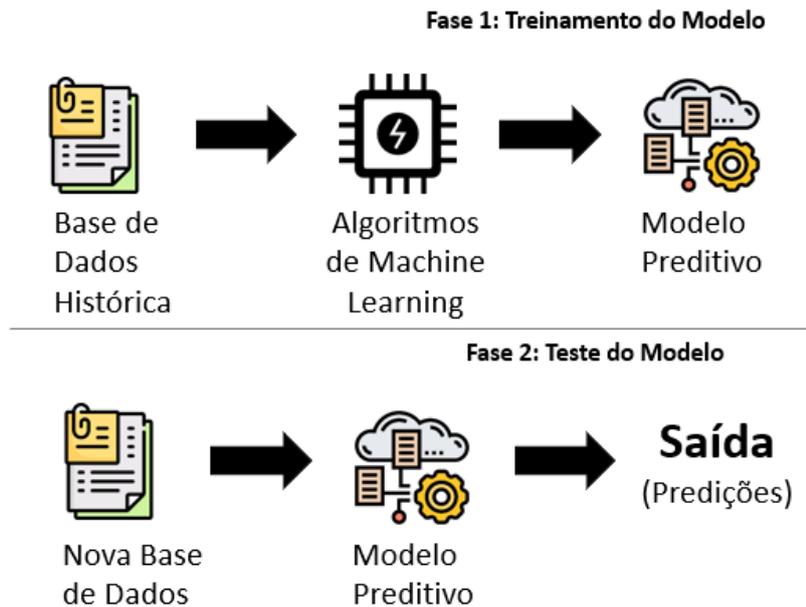


Figura 11. Estrutura de modelo preditivo, na fase 1 tem o fluxo do treinamento do modelo, e na fase 2, obtemos o teste com as predições dos dados na saída. Fonte: Adaptado [42]

Redução de dimensionalidade: reduz o número de variáveis de entrada, identificando as variáveis mais importantes. Por exemplo, reduzindo o número de recursos em uma tarefa de reconhecimento de imagem.

Detecção de desvios: envolve a identificação de pontos de dados incomuns ou inesperados que não estão de acordo com o comportamento normal do sistema. Por exemplo, identificar transações fraudulentas em dados financeiros.

Sistemas de recomendação: prevendo as preferências ou interesses de um usuário com base em seu comportamento, ou avaliações anteriores. O objetivo é fornecer recomendações personalizadas aos usuários.

Aprendizagem por Reforço: envolve treinar um modelo para tomar decisões com base no feedback que recebe de seu ambiente. Por exemplo, treinar um robô para navegar em um labirinto recebendo recompensas ou penalidades por diferentes ações.

Um dos principais objetivos de tarefas é a classificação de texto, por exemplo, identificar e atribuir classes predefinidas a instâncias selecionadas, dado um conjunto de treinamento de instâncias com rótulos de classe. Os métodos de classificação são uma característica inerente do processamento de dados de aprendizado de máquina [43].

Essas tarefas podem ser realizadas usando vários algoritmos de aprendizado de máquina, como regressão linear, regressão logística, árvores de decisão, florestas aleatórias,

redes neurais.

No aprendizado de máquina, os dados são normalmente classificados em dois tipos principais: **dados numéricos** e **dados categóricos**.

- **Dados Numéricos:** Os dados numéricos são o tipo de dados que consiste em números. Este tipo de dados é ainda classificado em dois subtipos: **contínuos e discretos**:

Dados Contínuos: Dados contínuos referem-se a dados que podem assumir qualquer valor em um determinado intervalo. Exemplos de dados contínuos incluem idade, altura, temperatura;

Dados Discretos: Dados discretos referem-se a dados que só podem assumir determinados valores específicos. Exemplos de dados discretos incluem o número de crianças em uma família, o número de animais de estimação que alguém possui.

- **Dados Categóricos:** Dados categóricos são o tipo de dados que consiste em categorias ou rótulos. Esse tipo de dado é ainda classificado em dois subtipos: **nominal e ordinal**:

Dados Nominais: Dados nominais referem-se a dados que não possuem nenhuma ordem ou classificação intrínseca. Exemplos de dados nominais incluem sexo, raça, cor do cabelo;

Dados Ordinais: Dados ordinais referem-se a dados que possuem uma ordem ou classificação específica. Exemplos de dados ordinais incluem nível educacional (ensino médio, faculdade, pós-graduação), nível de trabalho (nível básico, nível médio, nível sênior).

É importante entender os tipos de dados no aprendizado de máquina porque diferentes algoritmos e técnicas são mais adequados para diferentes tipos de dados. Por exemplo, os algoritmos de regressão são normalmente usados para dados numéricos contínuos, enquanto os algoritmos de árvore de decisão são mais adequados para dados categóricos.

O conjunto metodológico compõe à abordagem geral e o processo usado para desenvolver e implementar uma solução de aprendizado de máquina. A metodologia pode variar dependendo do problema específico que está sendo abordado e dos dados disponíveis, mas geralmente envolve as seguintes etapas:

Definição do problema: o primeiro passo na metodologia de aprendizado de máquina é definir o problema que precisa ser resolvido. Isso envolve a identificação da tarefa específica que o modelo de aprendizado de máquina precisa executar, bem como os objetivos e restrições do projeto.

Coleta de dados: a próxima etapa é coletar os dados que serão usados para treinar e testar o modelo de aprendizado de máquina. Isso pode envolver a coleta de dados de várias fontes, como bancos de dados, sensores ou *web scraping*.

Pré-processamento de dados: uma vez que os dados foram coletados, eles precisam ser limpos e pré-processados para remover quaisquer erros ou inconsistências. Isso pode envolver tarefas como remover registros duplicados, lidar com valores ausentes e dimensionar os dados.

Engenharia de recursos: a engenharia de recursos envolve selecionar e transformar os recursos ou variáveis mais relevantes dos dados brutos para criar um conjunto de recursos que podem ser usados para treinar o modelo de aprendizado de máquina. Isso pode envolver técnicas como redução de dimensionalidade, seleção de recursos e dimensionamento de recursos.

Seleção e treinamento do modelo: depois que os dados foram pré-processados e os recursos foram projetados, a próxima etapa é selecionar um algoritmo de aprendizado de máquina apropriado e treinar o modelo usando os dados preparados. Isso pode envolver a seleção de uma variedade de algoritmos, como regressão linear, *clustering*, árvores de decisão, redes neurais ou máquinas de vetores de suporte.

Avaliação do modelo: após o treinamento do modelo de aprendizado de máquina, ele precisa ser avaliado para determinar seu desempenho e precisão. Isso pode envolver o uso de técnicas como validação cruzada, matrizes de confusão e métricas de desempenho, como precisão, recall e pontuação F1.

Implantação do modelo: depois que o modelo de aprendizado de máquina for avaliado e seu desempenho for considerado satisfatório, ele poderá ser implantado na produção. Isso pode envolver a integração do modelo a um sistema existente, a criação de um serviço da Web ou API, ou a implantação do modelo em uma plataforma de nuvem.

Monitoramento e manutenção do modelo: depois que o modelo de aprendizado de máquina é implantado, ele precisa ser monitorado e mantido para garantir que continue funcionando com eficiência. Isso pode envolver o monitoramento do desempenho do modelo ao longo do tempo, atualizando o modelo à medida que novos dados se tornam disponíveis e retreinando o modelo periodicamente para garantir que ele permaneça preciso e atualizado.

2.5.2 Algoritmos de aprendizado de máquinas

Os algoritmos de *machine learning* são classificados basicamente em supervisionado, não supervisionado e reforço de aprendizado (*reinforcement learning*):

- **Supervisionado:** como base para algoritmos supervisionados, os dados rotulados compõem a função, a exemplo, um conjunto de variáveis de entrada, como parâmetros médicos sanguíneos ou fatores genéticos, são usados para prever uma variável de resposta quantitativa, como níveis hormonais, ou qualitativa, como indivíduos saudáveis em relação aos doentes, gerando a resposta de saída (*label*). O aprendizado supervisionado tem seus problemas classificados em predição e classificação, sendo o primeiro responsável por prever resultados baseados nos dados rotulados, e que o segundo terá por capacidade a classificação dos dados de acordo com atributos e classes [44].
- **Não supervisionado:** sem interferências humanas, os dados são trabalhados por algoritmos na busca por padrões ocultos ou agrupamentos de dados. Como objetivo geral, visa reconhecer relações, categorias, regularidades, anomalias com base numa estrutura de dados não rotulados, somente se orientando por atributos das variáveis inseridas no algoritmo [45].
- **Reforço de aprendizado:** este algoritmo é comumente usado para avaliar automaticamente por tentativa e erro os atributos ideais em um determinado cenário ou ambiente, evoluindo na busca pela eficiência. Como base, este aprendizado tem seus atributos recompensados ou penalizados, aumentando ou diminuindo a classificação do atributo [42].

Portanto, essa classificação de algoritmos é fortemente baseada na estrutura de dados, que compreendem a base para o aprendizado de máquinas.

2.5.3 Normalização e padronização de dados

Normalização e padronização são duas técnicas importantes usadas no aprendizado de máquina para pré-processar dados antes de alimentá-los em um modelo.

A **normalização** é uma técnica usada para padronizar o intervalo de valores dos recursos de entrada. Isso ajuda a tornar os dados consistentes e comparáveis em diferentes recursos. Essa técnica envolve dimensionar os valores dos recursos de entrada para um intervalo fixo, geralmente entre 0 e 1 ou -1 a 1. A normalização é essencial quando os recursos de entrada têm diferentes escalas ou unidades.

Por exemplo, considere um conjunto de dados contendo dois recursos: idade e renda. A idade varia de 0 a 100, enquanto a renda varia de 0 a 1.000.000. Nesse caso, a normalização envolveria dimensionar os recursos de idade e renda para um intervalo comum, como entre 0 e 1. Isso garante que ambos os recursos contribuam igualmente para o modelo, sem que um recurso domine o outro devido à sua escala maior.

A **padronização** é uma técnica usada para transformar os dados de entrada em um formato adequado para o modelo aprender. Essa técnica envolve a criação de padrões nos dados que auxiliam o modelo a reconhecer e classificar padrões semelhantes no futuro. Isso pode ser alcançado criando novos recursos, manipulando recursos existentes ou combinando vários recursos para criar recursos mais informativos.

Por exemplo, considere um conjunto de dados contendo imagens de dígitos manuscritos. A padronização envolveria transformar os valores brutos de píxel das imagens em recursos que capturam padrões importantes, como a curvatura dos dígitos ou a espessura dos traços. Isso pode ser alcançado por meio de técnicas como extração de recursos, redução de dimensionalidade ou aumento de dados.

Em tese, a normalização e a padronização são técnicas importantes usadas no aprendizado de máquina para pré-processar os dados de entrada, tornando-os mais adequados para o aprendizado pelo modelo.

Essas métricas costumam ser usadas juntas para fornecer uma avaliação abrangente do desempenho de um modelo de aprendizado de máquina.

2.5.4 Agrupamento (*Clustering*) em aprendizado de máquinas

Clustering é um tipo de aprendizado não supervisionado em aprendizado de máquina no qual o objetivo é agrupar pontos de dados semelhantes com base em seus recursos ou características. O objetivo é encontrar padrões ou estruturas subjacentes nos dados sem a necessidade de rótulos, ou categorias predefinidas.

No *clustering*, o algoritmo agrupa automaticamente pontos de dados semelhantes entre si, com base em alguma métrica de similaridade. Os grupos resultantes são chamados de clusters e podem ser usados para obter informações sobre os dados, identificar *outliers* ou anomalias, ou conduzir previsões sobre novos pontos de dados [46].

Existem vários tipos de algoritmos de agrupamento, incluindo agrupamento k-means, agrupamento hierárquico e agrupamento baseado em densidade. Cada algoritmo tem seus próprios pontos fortes e fracos, e a escolha do algoritmo depende da tarefa específica e dos dados disponíveis.

O *clustering* K-means é um dos algoritmos de agrupamento mais populares, onde o algoritmo tenta particionar os dados em k clusters minimizando a distância entre os pontos de dados e seus respectivos centros de cluster. O clustering hierárquico, por outro lado, agrupa pontos de dados em uma estrutura semelhante a uma árvore, onde cada nó representa um cluster em um determinado nível de granularidade [47].

Algoritmos de *clustering* baseados em densidade, como DBSCAN, agrupam pontos de dados com base em sua densidade, onde regiões densas de pontos de dados são consideradas clusters e regiões menos densas são consideradas ruído ou *outliers*.

O *clustering* pode ser usado em uma ampla variedade de aplicações, como segmentação de clientes, segmentação de imagens, detecção de anomalias e sistemas de recomendação. Em resumo, o agrupamento é uma técnica poderosa para análise exploratória de dados e pode ajudar a identificar padrões ocultos e estruturas em grandes conjuntos de dados.

2.5.5 Etapas para implementação de agrupamento (*clustering*)

Estas são as etapas comuns e descritas sucintamente para a aplicação de aprendizado de máquina em agrupamento:

1. **Preparação dos dados:** é importante preparar os dados para a aplicação do algoritmo de agrupamento, incluindo limpeza, normalização e transformação dos dados, se necessário.

2. **Seleção do algoritmo de clustering:** existem vários algoritmos de *clustering* disponíveis e é importante escolher o algoritmo mais adequado para o conjunto de dados em questão.

3. **Escolha dos parâmetros:** cada algoritmo de *clustering* tem seus próprios parâmetros que precisam ser ajustados. É importante escolher os valores apropriados desses parâmetros para obter os melhores resultados.

4. **Execução do algoritmo:** o algoritmo de *clustering* é aplicado aos dados para criar grupos.

5. **Avaliação dos resultados:** é importante avaliar os resultados do agrupamento para garantir que eles sejam significativos e úteis. Existem várias métricas de avaliação, como a silhueta, que podem ser usadas para avaliar a qualidade dos clusters.

6. **Interpretação dos resultados:** após avaliar os resultados, é importante interpretar os clusters criados para entender melhor os padrões nos dados.

7. Implementação: finalmente, o modelo de *clustering* pode ser implementado em um sistema de produção para uso em aplicações reais.

Com essas etapas concluídas, é obtida a implementação total do algoritmo de agrupamento, recebendo melhorias através das métricas de validação.

2.5.6 Métricas de validação para algoritmos de agrupamento

Como já explanado, o aprendizado de máquina, agrupamento ou *clustering* é o processo de dividir um conjunto de dados em grupos ou clusters de objetos semelhantes. Para avaliar a qualidade de um modelo de agrupamento, métricas de validação podem ser usadas, as seguintes são aplicadas:

Inércia: mede a soma das distâncias ao quadrado de todos os pontos de dados até o centro do cluster mais próximo. Uma inércia menor indica melhor desempenho de agrupamento.

Silhouette Score: prever a semelhança de um objeto com seu próprio cluster em comparação com outros clusters. Uma pontuação de 1 indica que o objeto combina bem com seu próprio cluster, enquanto uma pontuação de -1 indica que ele combina melhor com outro cluster.

Índice Calinski-Harabasz: mede a razão entre a variância entre clusters e a variância no cluster. Uma pontuação mais alta indica melhor separação entre os clusters.

Índice de Davies-Bouldin: meça a similaridade média entre cada cluster e seu cluster mais semelhante. Uma pontuação mais baixa indica melhor separação entre os clusters.

Rand Index: calcula a similaridade entre os rótulos verdadeiros do cluster e os rótulos previstos do cluster. Uma pontuação de 1 indica concordância perfeita entre os dois conjuntos de rótulos.

Informação Mútua Ajustada: mede a informação mútua entre os rótulos de cluster verdadeiros e os rótulos de cluster previstos, ajustados ao acaso. Uma pontuação de 1 indica concordância perfeita entre os dois conjuntos de rótulos.

Homogeneidade, integridade e medida V: essas são três métricas que medem diferentes aspectos do desempenho do agrupamento. Homogeneidade mede se todos os objetos em um cluster pertencem à mesma classe, *Completeness* mede se todos os objetos que pertencem à mesma classe estão no mesmo cluster e *V-measure* é a média harmônica de Homogeneidade e *Completeness*.

Essas métricas de validação podem ser usadas para comparar diferentes algoritmos de agrupamento ou para ajustar os parâmetros de um determinado algoritmo para melhorar seu desempenho e fornecer dados confiáveis.

2.5.7 Algoritmo K-means

O algoritmo K-means é um algoritmo de agrupamento popular amplamente usado em ciência de dados e aprendizado de máquina. Estes são alguns dos exemplos para usar o algoritmo K-means:

- **Agrupando pontos de dados semelhantes:** o algoritmo K-means é usado para agrupar pontos de dados semelhantes em clusters. Isso pode ser útil em uma variedade de aplicações, como segmentação de clientes ou análise de imagem;
- **Encontrar padrões nos dados:** neste o algoritmo pode ajudar a identificar padrões em grandes conjuntos de dados agrupando pontos de dados com características semelhantes.
- **Redução de dimensionalidade:** aplicado como uma etapa de pré-processamento para redução de dimensionalidade. Ao agrupar os pontos de dados, o algoritmo pode identificar os recursos mais importantes dos dados e reduzir o número de dimensões necessárias para representá-los.
- **Compactação de dados:** sendo o algoritmo também usado para compactação de dados, onde um grande conjunto de dados pode ser representado por um conjunto menor de centroides de cluster.
- **Detecção de outliers (pontos fora da curva):** usado para identificar outliers ou anomalias em um conjunto de dados, o algoritmo K-means. Os pontos de dados que não se encaixam bem em nenhum cluster podem ser considerados discrepantes e merecem uma investigação mais aprofundada.

No geral, o algoritmo K-means é uma ferramenta útil para análise de dados e pode ser aplicado em uma variedade de contextos para identificar padrões, reduzir a dimensionalidade e agrupar pontos de dados semelhantes.

2.5.7.1 Distância euclidiana aplicado ao algoritmo k-means

A distância euclidiana é uma medida da distância entre dois pontos em um espaço bidimensional ou multidimensional. É calculado como a raiz quadrada da soma das diferenças quadradas entre as coordenadas correspondentes dos dois pontos.

$$distância = \sqrt{\sum_i^p (x_i - y_i)^2}; \quad (5)$$

Por exemplo, considere dois pontos em um espaço bidimensional, (x_1, y_1) e (x_2, y_2) . A distância euclidiana entre eles pode ser calculada como:

$$distância = \sqrt{((x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2)}; \quad (6)$$

Em um espaço multidimensional, a fórmula é estendida para incluir todas as dimensões. Por exemplo, considere dois pontos em um espaço tridimensional, (x_1, y_1, z_1) e (x_2, y_2, z_2) . A distância euclidiana entre eles pode ser calculada como:

$$distância = \sqrt{((x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2)}; \quad (7)$$

Em aprendizado de máquina e ciência de dados, a distância euclidiana é comumente usada como uma métrica de similaridade para medir a distância entre dois pontos de dados em um espaço de recursos de alta dimensão. Por exemplo, no clustering K-means, a distância euclidiana é usada para calcular a distância entre os pontos de dados e seus respectivos centros de cluster.

2.5.7.2 Método do cotovelo (“the elbow method”)

O método do cotovelo é uma técnica popular usada no aprendizado de máquina para determinar o número ideal de clusters a serem usados em algoritmos de agrupamento, como K-means. O nome método “cotovelo” vem da representação visual da saída, que normalmente se parece com um cotovelo em um gráfico.

O método do cotovelo envolve plotar a soma dos quadrados no cluster (*within-cluster sum of squares* - WSS) em relação ao número de clusters usados. O WSS é uma medida da compacidade dos clusters sendo calculado como a soma das distâncias ao quadrado entre cada ponto de dados em um cluster e seu centroide.

Para usar o método do cotovelo, começamos selecionando um intervalo de valores possíveis para o número de clusters e executamos o algoritmo de agrupamento para cada valor no intervalo. Para cada execução de clustering, calculamos o WSS e plotamos os resultados em um gráfico de linha, com o número de clusters no eixo x e o WSS no eixo y.

Quando olhamos para o gráfico resultante, estamos normalmente interessados em

encontrar o ponto no qual a adição de mais clusters deixa de melhorar significativamente o WSS. Esse ponto é o “cotovelo” do gráfico, conforme visualizado na figura 12, e é geralmente considerado o número ideal de clusters para o conjunto de dados fornecido.

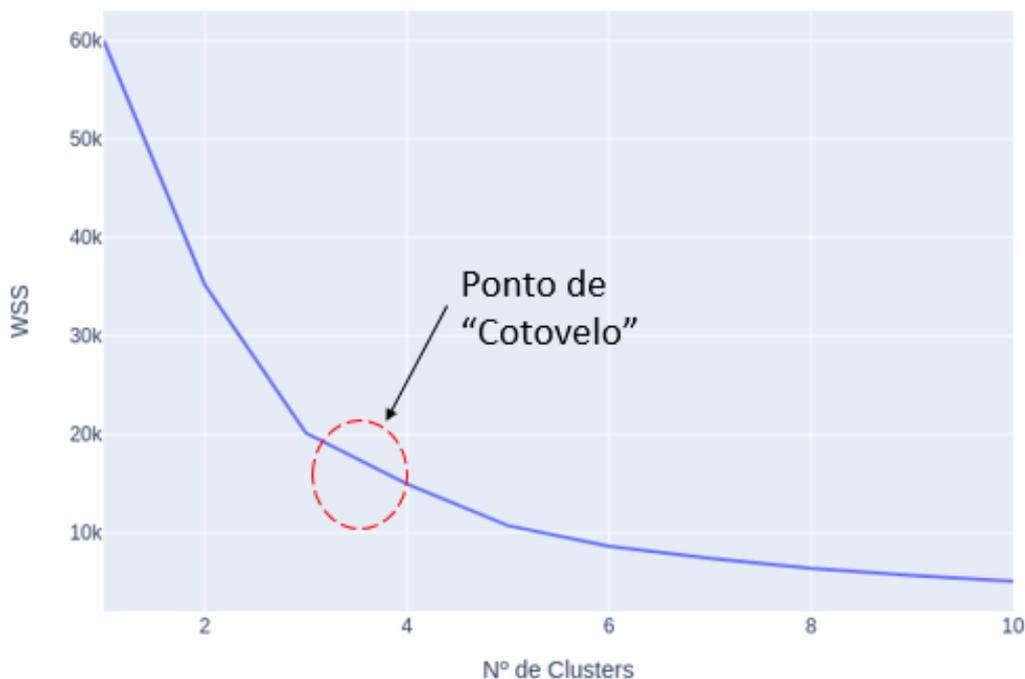


Figura 12. No eixo y (vertical) temos os valores de WSS e no eixo x (horizontal) os valores referente ao número de clusters, no círculo vermelho é denotado o ponto ideal para a decisão do número de clusters a serem aplicados no algoritmo K-means. Fonte: Autoria própria

A razão pela qual o método do cotovelo funciona é que, à medida que aumentamos o número de clusters, o WSS normalmente diminui. No entanto, além de um certo ponto, adicionar mais clusters não leva a uma melhoria significativa no WSS. O ponto de cotovelo é o ponto de retornos decrescentes, onde os clusters adicionais não contribuem significativamente para a qualidade do clustering e, portanto, é um bom trade-off entre o número de clusters e a qualidade do clustering.

2.5.7.3 Métrica WSS

No algoritmo k-means, a soma dos quadrados no cluster (WSS) é uma medida da compactação dos clusters formados durante o processo de agrupamento. É calculado como a soma das distâncias ao quadrado entre cada ponto de dados em um cluster e seu centroide.

Para elaborar, o algoritmo K-means começa selecionando aleatoriamente k centroides dos pontos de dados. Então, para cada ponto de dados, o algoritmo calcula sua

distância de cada centroide e o atribui ao cluster mais próximo. Depois disso, os centroides são atualizados como a média de todos os pontos de dados no cluster. Este processo é repetido até que os clusters se tornem estáveis.

A cada iteração, o WSS é calculado como a soma das distâncias ao quadrado entre cada ponto de dados e seu centroide dentro de cada cluster. O WSS para todos os clusters é então somado para fornecer o WSS total para o agrupamento.

O objetivo do algoritmo K-means é minimizar o WSS total, correspondendo a encontrar o melhor agrupamento dos pontos de dados em k clusters. O algoritmo tenta conseguir isso otimizando o posicionamento dos centroides e a atribuição de pontos de dados aos clusters em cada iteração.

O WSS é uma métrica útil para determinar o número ideal de clusters a serem usados para um determinado conjunto de dados. Pode-se plotar o WSS em relação ao número de clusters e observar o ponto “cotovelo” onde a taxa de diminuição do WSS começa a diminuir. Este ponto indica o número de clusters onde a melhoria no WSS não é mais significativa e pode ser usado como um guia para selecionar o número ideal de clusters.

2.5.8 Ambiente virtual *Jupyter notebook*

O *Jupyter Notebook* é uma ferramenta de código aberto que permite criar e compartilhar documentos interativos que contêm código, visualizações, equações e texto. Ele suporta várias linguagens de programação, incluindo Python, R, Julia, entre outras. Os notebooks *Jupyter* permitem que os usuários criem, documentem e compartilhem código em um ambiente interativo e colaborativo.

Com grande importância acadêmica o *Jupyter Notebook* reside em sua capacidade de tornar a pesquisa e a educação mais acessíveis e interativas, com isso, pesquisadores podem criar e compartilhar documentos que descrevem sua metodologia, resultados e análises de dados, tornando a comunicação mais clara e transparente, ainda no âmbito educacional é possível usar notebooks *Jupyter* para criar materiais didáticos interativos, permitindo que os alunos experimentem e explorem o código em tempo real.

Além disso, o *Jupyter Notebook* facilita o desenvolvimento de ciência de dados e aprendizado de máquina, ao permitir que os usuários trabalhem com dados em tempo real e visualizem os resultados à medida que as análises são executadas. Isso ajuda a identificar erros e a entender melhor os dados em questão.

Sendo uma ferramenta de suma importância para implementação de algoritmos

de inteligência artificial, o *Jupyter Notebook* é também importante para pesquisa, ensino e desenvolvimento de soluções de ciência de dados e aprendizado de máquina, ajudando a tornar o processo de pesquisa e educação mais acessível, interativo e colaborativo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo é integralmente desenvolvido em busca da simulação em ambiente virtual no software COMSOL[®], da construção do eletrodo com os parâmetros e geometrias pré-definidos em artigos anteriores, e em concomitância com os resultados obtidos neste capítulo servirá como base para otimização dos dados via aplicação do algoritmo K-means de *machine learning*.

3.1 SIMULAÇÃO

Como princípio a ideia era construir um eletrodo para experimentos de bancada, *in vitro*, porém com o avanço cada vez mais rápido em softwares de simulação multi física, possibilitou a criação da geometria em ambiente CAD e análises computacionais dos fenômenos naturais. Neste experimento simplificado, é realizado a modelagem para o eletrodo de agulha única com comprimento fixo, isso somente é possível porque o efeito de ponta explicitado na subseção 2.3.1.

Objetivando a análise por elementos finitos, tanto o software COMSOL[®] quanto o ANSYS[®], este último é aplicado amplamente nas áreas de engenharia mecânica estrutural e civil, devido à sua robustez e capacidade de análise de problemas complexos nessas áreas. O COMSOL[®] é conhecido por suas funcionalidades avançadas de simulação e análise de fenômenos biomédicos, permitindo aos engenheiros explorar e compreender o comportamento de fenômenos multi físicos sob diferentes condições de grandezas físicas, como tensões e correntes elétricas, fluxo térmico, capacitâncias e distribuição de temperatura.

Com suas ferramentas e recursos especializados, o COMSOL[®] é uma escolha popular para análises biomédicas, otimização de projetos multi físicos e validação de desempenho, essa ampla aplicabilidade e reputação fazem dele uma ferramenta valiosa para profissionais que lidam com projetos e análises nessas disciplinas. Portanto, foi definido o software COMSOL[®] como ambiente virtual para a análise e obtenção dos dados de temperatura da simulação geométrica do eletrodo ablativo.

3.2 GEOMETRIA PARA SIMULAÇÃO DO ELETRODO

O primeiro passo na construção de um modelo computacional é a definição da geometria, sendo sempre uma simplificação da situação clínica real. Os modelos de RFA normalmente ignoram as irregularidades da superfície tecidual. O domínio computacional, ou seja, a superfície (no caso dos modelos 2D) ou o volume (nos modelos 3D) onde serão resolvidas as equações, não tem necessariamente que considerar todo o tronco do paciente. Na verdade, é importante determinar quaisquer generalistas. A exemplo aplicado neste trabalho, um modelo semelhante ao da figura 13, considerando a perfusão sanguínea através da equação de Pennes, apresentaria simetria axial em torno do eixo do cateter e, portanto, seria possível 2D. A evolutiva deste modelo possui um plano de simetria que cortaria o cateter e o tecido em duas metades idênticas, de forma que o domínio computacional compreende um corpo esférico.

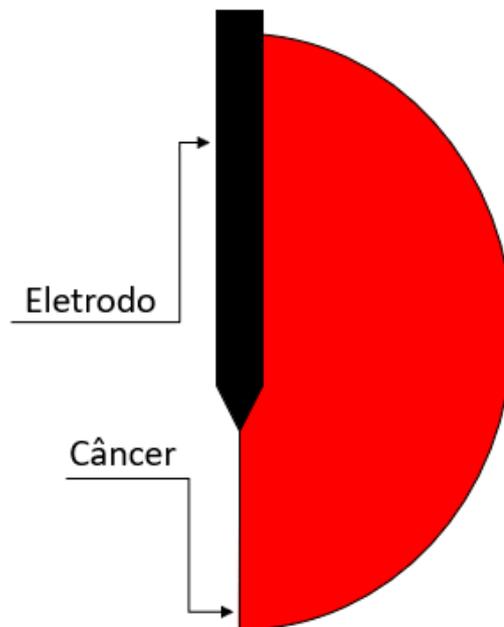


Figura 13. Figura representativa em plano 2D, denotando o eletrodo na cor preta inserido no tecido, este representado por um corpo semi esférico na cor vermelha.

Como parâmetros básicos de geometria para a construção em ambiente CAD e embasado no artigo de *Woo, Eung Je, et al.* [23] são definidos os seguintes valores para eletrodo do tipo agulha:

- Comprimento fixo de 4 mm;

- Diâmetro variável de 0,5/ 0,8/ 1,0 e 1,5 mm.

Com base nesses parâmetros, foram aplicados estes valores para simulação.

3.2.1 Faixa de temperatura alvo

Como objeto de estudo, a temperatura é um fator base para o implemento do procedimento de ablação.

Orientado pelo estudo de *González-Suárez, Ana, et al.* [25], temos como faixa de temperatura limiar entre 318,15 K a 328,15 K (45 °C a 55 °C) como parâmetro de resultado para as simulações.

3.2.2 Condições de implementação

As condições iniciais e de contorno são tipos de restrições necessárias para especificar totalmente um modelo matemático que descreve o comportamento de um sistema físico ao longo do tempo.

As condições iniciais são as condições especificadas no início de uma simulação ou análise e normalmente especificam o estado do sistema naquele momento. Por exemplo, no caso de um problema de fluxo de calor, a condição inicial pode especificar as distribuições de temperatura e pressão do sistema no início da simulação.

As condições de contorno, por outro lado, são as condições especificadas nos limites do domínio físico que está sendo modelado. É normal, especificar o comportamento do sistema nesses limites e usados para determinar como o sistema interage com o ambiente circundante. Por exemplo, no caso de um problema de transferência de calor, a condição de contorno pode especificar a distribuição de temperatura na superfície do objeto que está sendo aquecido ou resfriado.

Juntas, as condições iniciais e de contorno ajudam a especificar totalmente o comportamento do sistema físico que está sendo modelado e permitem a simulação ou análise desse sistema ao longo do tempo. Em muitos casos, a escolha de condições iniciais e de contorno apropriadas é crucial para obter resultados precisos e significativos do modelo matemático.

Seguindo o estudo implementado por *Shahidi, A. Vahid, and Pierre Savard* [48], a condição inicial aplicada será definida por faixas de tensão entre 20V à 140V, com incremento de 40V em 40V, portanto, aplicando 20V, 60V, 100V e 140V, com o aterramento em 0V no limite do desenho esférico, funcionando como um eletrodo monopolar. Como

condição de contorno temporal de ablação, baseamos nosso estudo em pesquisas anteriores, como o estudo de *Yap, Shelley, et al.* [3], que aplicou faixas de tempo de 50s, 100s, 150s e 300s. Além disso, considerando o estudo de *Ooi, Ean H. et al.* [30], que abrangeu tempos de 50s à 600s. Portanto, no presente trabalho, adotamos a faixa de tempo de 0s à 600s, abrangendo todos os intervalos de teste mencionados anteriormente. Dessa forma, nossa análise engloba uma ampla gama de tempos, permitindo uma investigação abrangente dos efeitos da ablação em diferentes momentos do processo.

A região definida como área de ablação similar ao corpo humano é delineada como uma esfera, tendo como eixo central o eletrodo, em que a temperatura corporal é mantida constante em 37 °C com condição inicial.

3.2.3 Modelo de implementação

Seguindo o artigo de *Yap, Shelley et al.* [29], o calor específico (c), a condutividade térmica (K), a condutividade elétrica (σ) e a taxa de perfusão sanguínea (ω) foram aplicados como variáveis e os demais parâmetros definidos como valores constantes. O artigo de *Ooi, Ean H. et al.* [30] utiliza como parâmetros para a propriedade dos materiais e conduz as implementações da simulação sob as seguintes variáveis dependentes:

3.2.3.1 Transferência de calor por mudança de fase da água

O ponto de ebulição da água é parâmetro para definição do processo de transferência de calor do eletrodo para o tumor e tecidos ao redor, a evaporação da água pode aumentar consideravelmente o fator de impedância.

$$\rho c = \begin{cases} \rho c & , T \leq T_b \\ \frac{\rho c + (\rho c)_{vap}}{2} + \frac{\rho_w h_L \beta}{T_b - T_a} & , T_b \leq T \leq T_a \\ (\rho c)_{vap} & , T > T_a \end{cases} ; \quad (8)$$

Onde as variáveis $(\rho c)_{vap}$ e ρ_w são respectivamente vapor e água, e h_a é o calor latente de vaporização da água, β é o teor de água tecidual, e por fim, T_a e T_b representam respectivamente a temperatura alta de mudança de estado da água, e a temperatura baixa de mudança de estado da água.

3.2.4 Condutividade térmica dependente da temperatura

A equação por partes para definição da condutividade térmica se faz necessário tendo em vista a dependência da variável com relação à variação de temperatura [26]:

$$k(T) = \begin{cases} k_0 + \Delta k(T - T_{ref}) & , T \leq T_a \\ k_0 + \Delta k(T_a - T_{ref}) & , T > T_a \end{cases} ; \quad (9)$$

Nesta representação de equação por partes, k_0 representa a condutividade térmica de base, Δk é a taxa de variação da condutividade térmica e T_{ref} é a temperatura corporal aplicada em 37 °C.

3.2.5 Condutividade elétrica dependente da temperatura

Com a elevação da temperatura temos o efeito de aumento da impedância dos tecidos e por consequência a coagulação térmica do sangue, ocorrendo o efeito de *roll off*, impossibilitando a condutividade elétrica, aplicamos a equação por partes do Trujillo et al.[49].

$$\sigma(T) = \begin{cases} \sigma_0 \exp(0.015(T - T_{ref})) & , T \leq T_b \\ 2.5345\sigma_0 & , T_b < T \leq T_a \\ 2.5345\sigma_0 - 0.5018\sigma_0(T - T_a) & , T_a < T \leq T_a + 5 \\ 0.025345\sigma_0 & , T > T_a + 5 \end{cases} ; \quad (10)$$

Onde σ representa a condutividade térmica do tumor em temperatura basal, T_a compõem a temperatura de vaporização alta e T_b a temperatura de vaporização baixa, ou seja, as mudanças de fases da água. Vale ressaltar que a exponencial representa o aumento de σ em conjunto com a temperatura, até atingir o limiar de vaporização da água e ocorrer o *roll off*, após esse fenômeno a condutividade elétrica decai em duas ordens de grandeza.

3.2.6 Taxa de perfusão sanguínea dependente do dano tecidual

O volume da coagulação térmica se dará pela taxa de perfusão sanguínea, o dano térmico somente é contínuo quando os tecidos ao redor do eletrodo não estão cauterizados, elevando a impedância subitamente. Portanto, temos dois fatores cruciais para a ablação, a taxa de perfusão sanguínea e a coagulação térmica, que indica o fator de *roll off*. A equação a seguir indica a taxa de perfusão sanguínea com relação à impedância:

$$\omega(\Omega) = \begin{cases} \omega_s & , \Omega \leq 4.6 \\ 0 & , \Omega > 4.6 \end{cases} ; \quad (11)$$

Nessa equação por partes, ω_s define a taxa de perfusão sanguínea basal do tumor.

3.2.7 Refrigeração interna do eletrodo

Em busca da minimização do efeito *roll off*, é circulada internamente no eletrodo uma solução líquida, no geral salina, para controle da temperatura de ablação e estabilização da impedância. Ocasionalmente pela elevação da temperatura acima dos 373,15 K (100 °C), temperatura de vaporização da água e dissecação por desidratação dos tecidos em torno do eletrodo.

A temperatura empregada no sistema de refrigeração interna é setada em 275,15 K (2 °C) no software COMSOL®.

3.2.8 Parâmetros de simulação

A tabela 1, contém todos os parâmetros de simulação aplicados ao estudo.

Tabela 1. Parâmetros de simulação

Parâmetro	Valor	Referência
Temperatura corporal, T(°C)	37	[29]
Temperatura alta de vaporização da água, T(°C)	100	[29]
Temperatura baixa de vaporização da água, T(°C)	99	[29]
Coefficiente de transferência de calor por convecção térmica, $h(W/m^2.K)$	5646	[30]
Temperatura de circulação da solução interna no eletrodo, T(°C)	2	[30]
Tumor		
Densidade do tumor, $\rho(kg/m^3)$	1060	[50]
Calor específico do tumor, $c(J/kg.K)$	3500	[51]
Condutividade elétrica do tumor, $\sigma(S/m)$	0,57	[52]
Sangue		
Densidade do sangue, $\rho_s(kg/m^3)$	1000	[51]
Calor específico do sangue, $c_s(J/kg.K)$	4180	[51]
Taxa de perfusão sanguínea, $\omega_s(1/s)$	0,0064	[51]
Tecido		
Densidade do tecido, $\rho(kg/m^3)$	1060	[51]
Calor específico do tecido, $c(J/kg.K)$	3500	[51]
Condutividade elétrica do tecido, $\sigma(S/m)$	0,35	[52]

3.3 METODOLOGIA DE IMPLEMENTAÇÃO DA MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS

Buscando aplicar a metodologia por elementos finitos, o software escolhido para simular o eletrodo para ablação é o COMSOL Multiphysics® na versão 6.0. As especificações fornecidas pelo software COMSOL® abarcam a troca de calor do eletrodo com os tecidos em um processo termodinâmico, bem como, a transformação de energia elétrica em energia térmica, atendendo por completo o processo de ablação térmica por radiofrequência.

3.3.1 Modelagem do eletrodo para ablação

A simulação de eletrodo em software COMSOL® é uma tarefa complexa que exige conhecimentos prévios sobre a modelagem eletromagnética e física dos materiais envolvidos. Para executar a simulação do eletrodo no software, deve ser acessado o menu “file” no canto superior direito, em seguida na página “New”, deverá ser selecionado “Model Wizard → 2D Axisymmetric”, essa seleção em 2D é devido à aproximação esférica do tecido ao redor do eletrodo. Na página “Select Physics” temos que selecionar o módulo primordial para a simulação, clicando em “Heat Transfer → Electromagnetic Heating → Joule Heating”, como na figura 14.

Após a seleção da modelagem física da simulação, na tela “Select Study”, selecione “Time Dependent” e logo em seguida será direcionado para a tela da área de trabalho inicial do software, como na figura 15.

Na tela de trabalho, acesse o menu “Parameters”, que definirá todos os parâmetros de simulação, conforme a tabela 1, este em arquivo .txt. Prosseguindo na tela principal da área de trabalho, temos uma área à direita retangular quadriculada, denominada “Graphics”, para gerar a geometria, foi selecionado na tela principal o item “Geometry” na árvore de seleção a esquerda. Em “Graphics” foi executado o CAD da geometria do eletrodo, conforme a figura 16, possibilitando desenhar um corpo semi esférico semelhante aos tecidos e a geometria perfilar do eletrodo.

Continuando o processo de simulação, selecionamos na parte superior da tela principal, o item “Functions → Piecewise”, que permite a solução da equação de Pennes por partes, conforme delineado na subseção 3.2.3. Ressaltando que neste processo citado, é inserido todas as equações que ordenam a simulação de ablação do eletrodo. Na figura 17 é possível visualizar na árvore de itens “Definitions” as equações por partes definidas como:

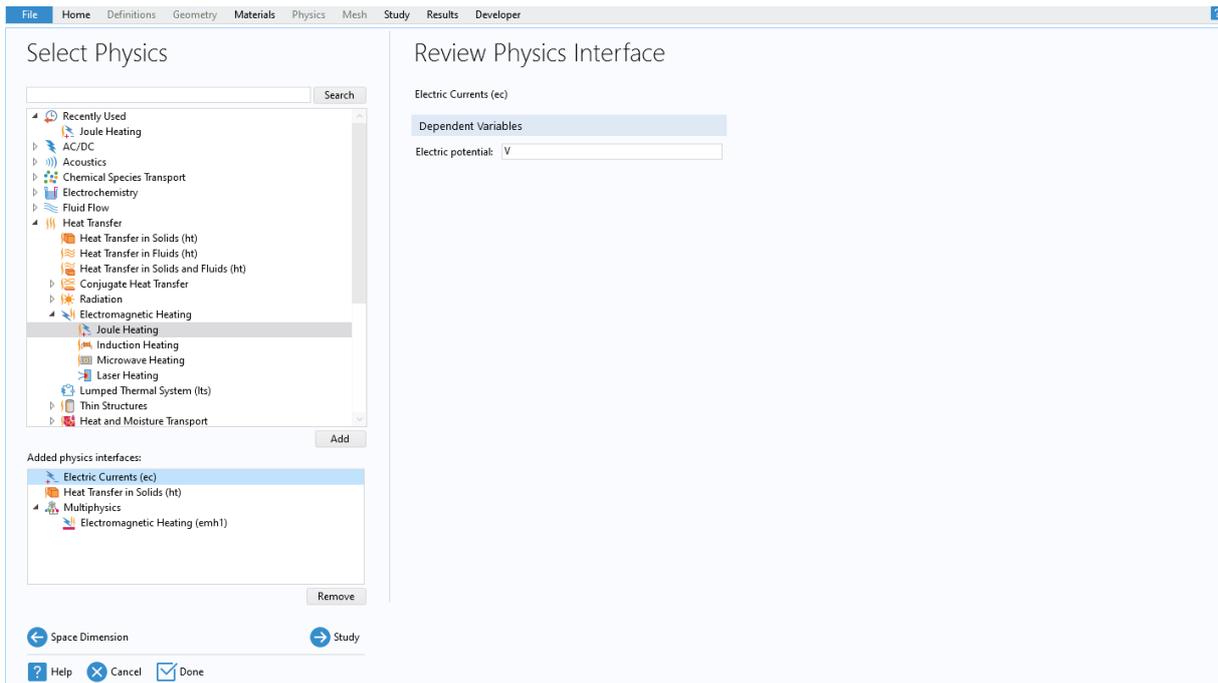


Figura 14. Na tela de seleção do módulo de simulação multi-física no COMSOL®, é possível inserir a variável dependente em volts. Isso permite configurar e personalizar a simulação conforme as necessidades específicas do sistema e das condições de estudo.

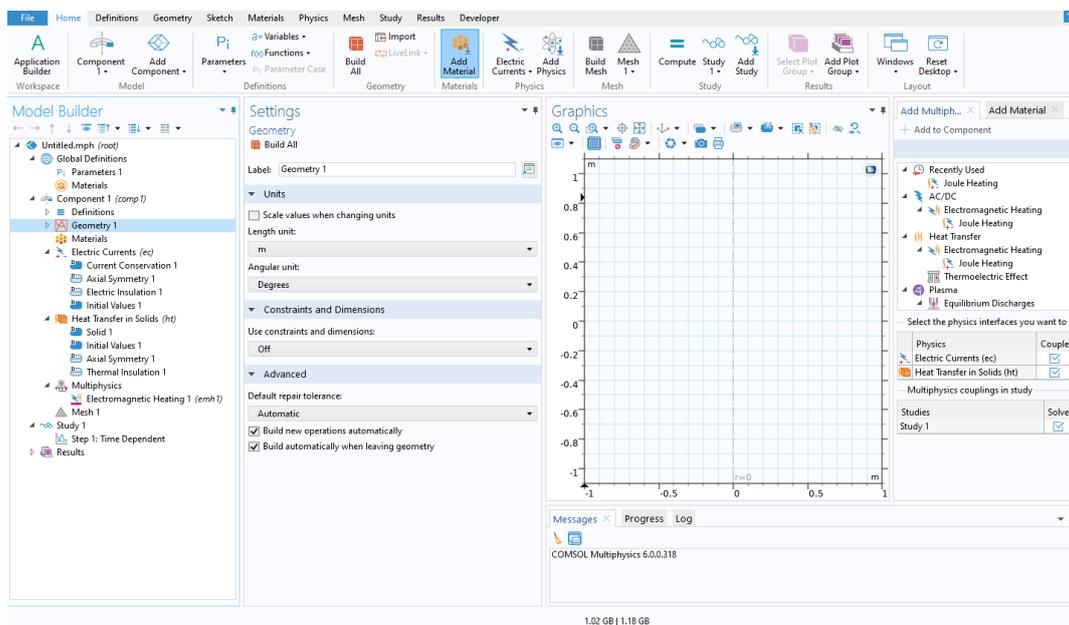


Figura 15. Tela principal da área de trabalho do COMSOL® com um *grid* para desenho à direita.

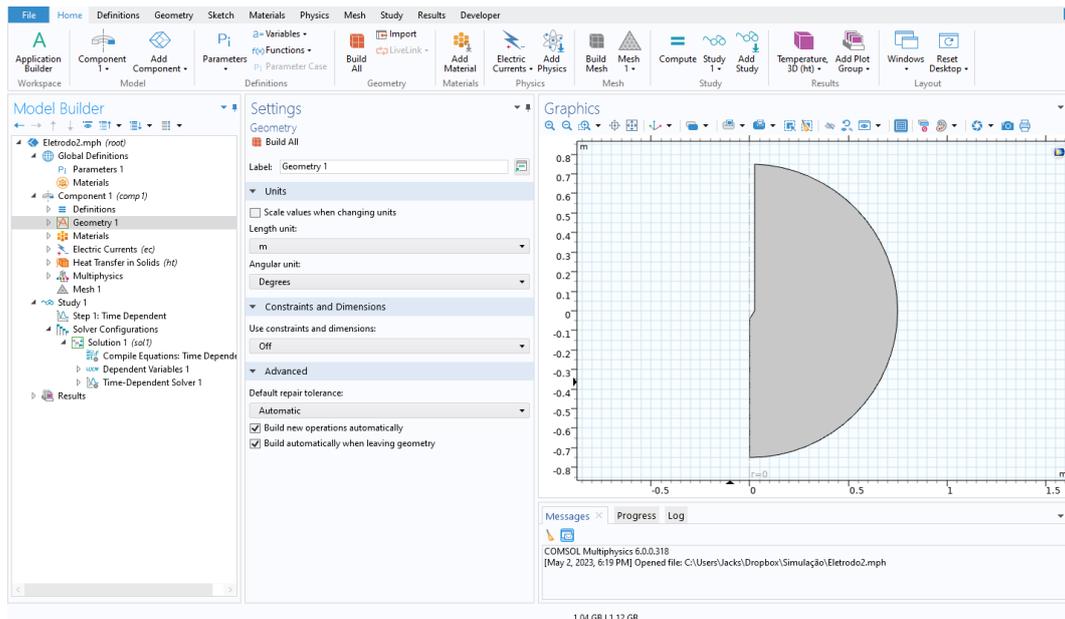


Figura 16. Desenho semi esférico representando os tecidos, ao centro um perfil vazado do eletrodo para ablação.

- Capacidade de calor;
- Condutividade térmica;
- Condutividade elétrica.

3.3.1.1 Definindo as condições iniciais e de contorno

Na árvore de itens à esquerda, selecionando o item “Electric Currents” → “Initial Values” definimos no campo “Electric potential” o valor de 0 volts como condição inicial, logo abaixo na mesma árvore de itens, clicando em “Electric Potential” definimos no campo os valores das tensões desejadas consoante a subseção 3.2.2. Finalizando as condições, acionando o item “Ground”, é definido no desenho geométrico o limiar do aterramento para o eletrodo monopolar.

3.3.1.2 Definindo a fonte de calor

Seguindo a equação de Pennes:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot K \nabla T + (\rho c)_s \omega_s (T_a - T) + Q_{met} + Q_{elet} \quad (12)$$

No item “Heat Transfers” → “Heat Source”, o campo “General Source” é aplicado

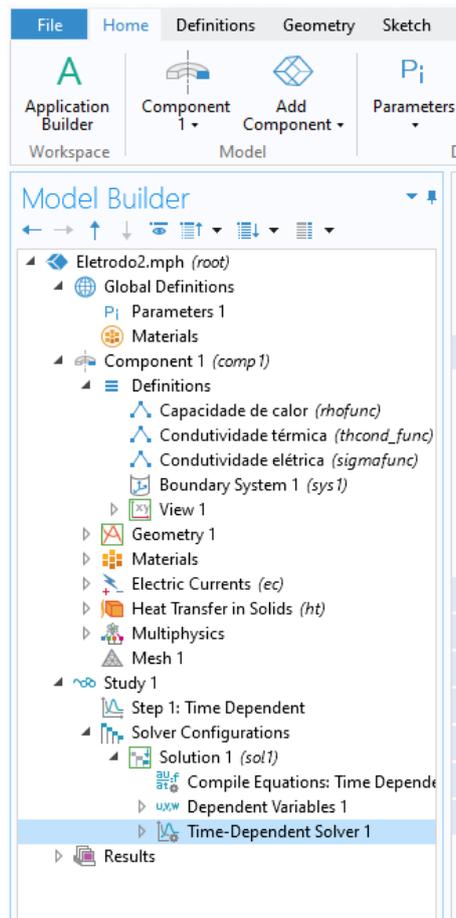


Figura 17. A árvore de itens da área de trabalho do são uma parte essencial da interface do usuário no software COMSOL Multiphysics®. Elas fornecem uma estrutura hierárquica que organiza os diferentes componentes do projeto, como geometrias, malhas, físicas, estudos e resultados.

parte na equação de Pennes para solução, sendo esta a parte:

$$(\rho c)_s \omega_s (T_a - T) \quad (13)$$

3.3.1.3 Inserindo a refrigeração interna do eletrodo

Para simulação do controle do efeito *roll off*, na tela de trabalho do COMSOL, no item “*Heat Transfers in Solid*” → “*Heat Flux*” é inserido o valor do coeficiente de transferência da tabela de parâmetros, bem como, inserido a temperatura externa, considerada a mesma corpórea em 310,15 K (37 °C).

3.3.2 Malha de simulação

Como já foi explicitado na subseção 2.4.6, o software COMSOL® tem seus critérios de convergência, estabilidade e representatividade aplicados de forma autônoma, restando a escolha pelo tamanho de malha aplicados à simulação, conforme a figura 18. Aplicando a malha extremamente fina selecionando no item “*Mesh*” → “*Element Size*” → “*Extremely fine*”, para que se possa ter a maior otimização e os melhores resultados na simulação do eletrodo para ablação.

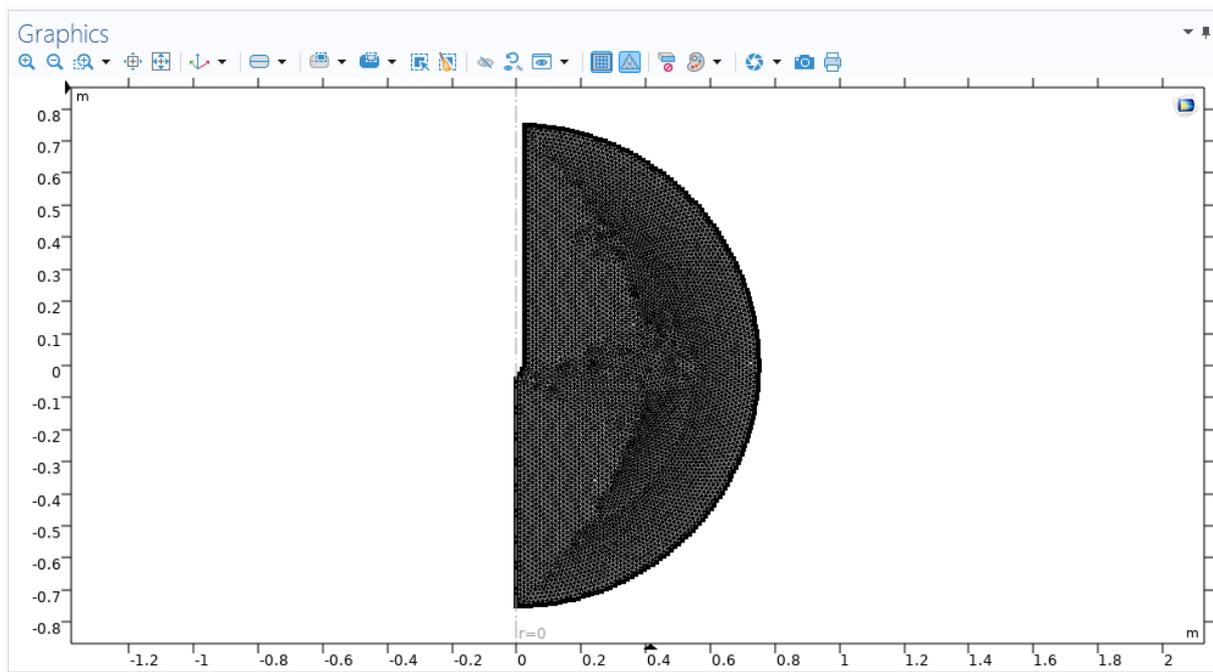


Figura 18. Malha aplicada a geometria de simulação, selecionado em extremamente fina.

Para finalizar a simulação, ainda no “*Mesh*”, clique em “*Build All*” para definir rede escolhida e aplicação imediata, na sequência vá à árvore de itens principal e seleccione

“*Study*”, agora foram escolhidos e aplicados os ranges de tempo delineados na seção 3.2.2. E como finalizador, clicando em “*Computer*”, executamos e obtemos os dados de simulação do COMSOL.

3.4 IMPLEMENTAÇÃO DA INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

3.4.1 Pré-processamento dos dados de temperatura

O pré-processamento de dados é uma etapa importante na aplicação do algoritmo K-means. Após simulação no COMSOL[®] com os parâmetros compostos no objetivo deste trabalho, foi realizado uma “limpeza” nos dados para aplicação no algoritmo K-means em ambiente do Google Colab.

O primeiro passo é salvar os dados advindos da simulação no COMSOL[®] em arquivos do tipo *.csv*, pois estes possuem melhor compatibilidade com o jupyter notebook do Google Colab. Em segundo, realizou a leitura do arquivo no Colab, com a função.

3.4.2 Executando no ambiente Google Colab

Inicialmente, o *Google Colab* tem por base os *jupyter notebooks*, que possuem como linguagem nativa Python. O algoritmo K-means é um método de agrupamento de dados que divide um conjunto de observações em k grupos (clusters) conforme a distância euclidiana entre eles. No Google Colab, é possível rodar o algoritmo K-means usando a biblioteca de aprendizado de máquina Scikit-learn.

O primeiro passo é clicando em “*Arquivo*” → “*Novo notebook*”, conforme a figura 19.

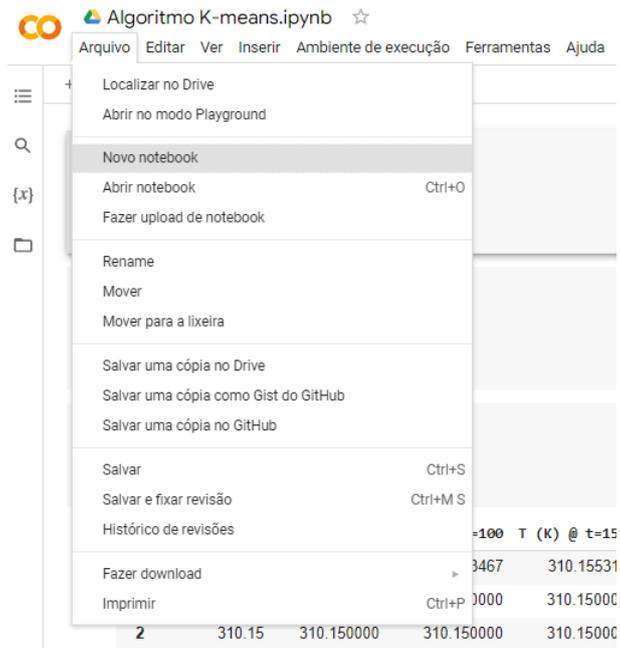


Figura 19. Menu de seleção do Google Colab, selecionando novo notebook.

Após criado o notebook, é importado as seguintes bibliotecas pelos códigos:

```

1 import pandas as pd
2 from sklearn.cluster import KMeans
3 import pandas as pd
4 import matplotlib.pyplot as plt

```

Na sequência executamos o seguinte código:

```

1 df = pd.read_csv("/content/quinta.csv")
2 X = df.iloc[:,2:14]
3 X

```

Onde *df* é a variável que recebe a leitura da tabela em *.csv*, e na linha subsequente a variável *X* recebe o comando *iloc* para filtrar somente as colunas de 2 a 14 e todas as suas linhas, este comando pode ser visualizado na figura 20.

Carregado os dados da tabela de simulação, é aplicado a normalização dos dados com os seguintes códigos:

```

1 from sklearn.preprocessing import MinMaxScaler
2 scaler = MinMaxScaler()
3 data = scaler.fit_transform(X)
4 data

```

```
df = pd.read_csv("/content/quinta.csv")
X = df.iloc[:,2:14]
X
```

	3	4	5	6	7	8
0	3	4	5	6	7	8
1	T (K) @ t=0	T (K) @ t=50	T (K) @ t=100	T (K) @ t=150	T (K) @ t=200	T (K) @ t=250
2	310.15000002012783	310.15172502487195	310.1534673891312	310.1553112038082	310.1573514782077	310.15903496086065
3	310.15	310.15	310.15	310.15	310.15	310.15
4	310.15	310.15	310.15	310.15	310.15	310.15
...
5796	310.1500004583996	310.1829071165685	310.21526851908305	310.25183375924075	310.29083283983385	310.3287589753834
5797	310.1500003888393	310.1779716463175	310.2058704296933	310.2372072176422	310.27071160477186	310.30277296132596
5798	310.1500004403653	310.1816296089074	310.2128469731678	310.2480666493238	310.28565292679514	310.3220577639458
5799	310.15000042272385	310.1803785140277	310.21046805949663	310.2443647664183	310.28056111265283	310.31547818532175
5800	310.1500004055318	310.1791579271216	310.20813993973303	310.2407408615473	310.27557500108566	310.3090427216029

5801 rows × 12 columns

Figura 20. Executando o comando *iloc* e mostrando a tabela de simulação

Responsáveis pela normalização dos dados de simulação, o comando *MinMaxScaler* irá executar essa tarefa e armazenará na variável *data*, podemos visualizar esta variável na figura 21.

```
from sklearn.preprocessing import MinMaxScaler
scaler = MinMaxScaler()
data = scaler.fit_transform(X)
data
```

```
array([[0.99851417, 0.47422146, 0.52600099, ..., 0.22302646, 0.48429688,
        0.33788005],
       [0.99851399, 0.47419647, 0.52599292, ..., 0.22295594, 0.48424836,
        0.33781474],
       [0.99851399, 0.47419647, 0.52599292, ..., 0.22295594, 0.48424836,
        0.33781474],
       ...,
       [0.99851792, 0.47465474, 0.52613904, ..., 0.22467794, 0.48548445,
        0.33955811],
       [0.99851777, 0.47463661, 0.52613351, ..., 0.22460894, 0.48543457,
        0.33948691],
       [0.99851761, 0.47461893, 0.52612809, ..., 0.22454163, 0.48538592,
        0.33941753]])
```

Figura 21. Executando o comando a normalização dos dados de simulação.

3.4.2.1 Aplicando o “the elbow method”

Conforme explicitado na subseção 2.5.7.2, o “método do cotovelo” busca o valor de WSS. Executando o seguinte código:

```
1 wss = []
2 for i in range(1, 11):
3     #print(i)
```

```

4 kmeans_data = KMeans(n_clusters=i, random_state=0)
5 kmeans_WSS.fit(X)
6 wcss.append(kmeans_data.inertia_)

```

Obtemos o seguinte gráfico:

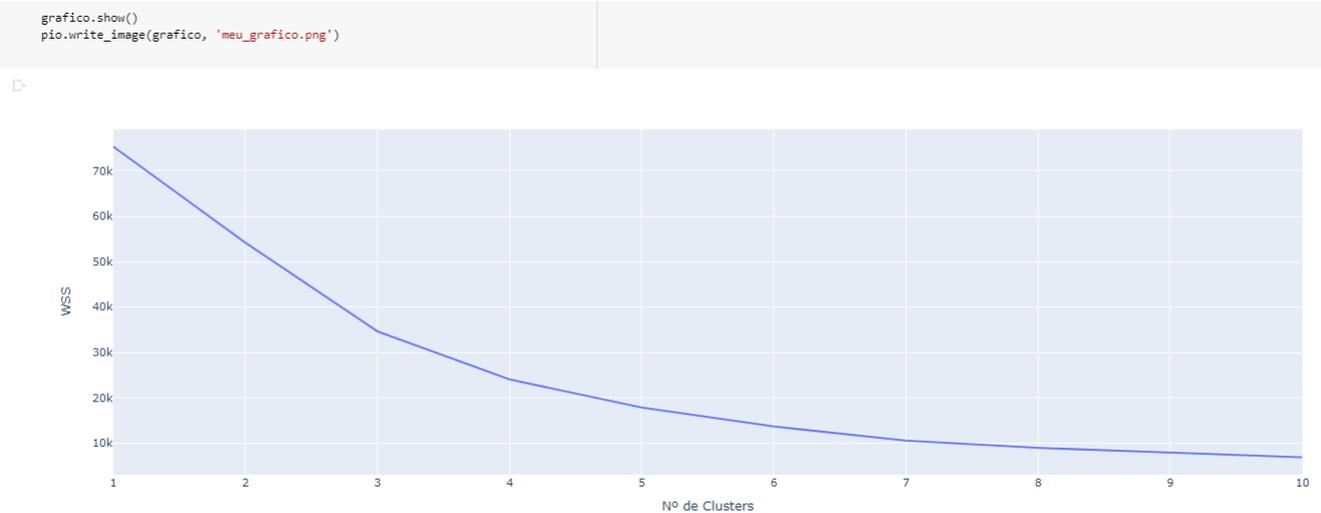


Figura 22. Com o comando `grafico.show()`, visualiza o valor de WSS, com uma curva em decrescente.

3.4.3 Executando o algoritmo K-Means

Retornando, após aplicar o comando WSS, criando uma instância do algoritmo K-means com 3 clusters, é aplicado o seguinte código:

```

1 kmeans = KMeans(n_clusters=3, random_state=0)
2 kmeans
3
4 labels = kmeans.fit_predict(data)
5 centers = kmeans.cluster_centers_
6 graf = kmeans.labels_
7 graf

```

Com esse último comando, executamos o *clustering* dos dados obtidos na tabela de simulação, incorrendo na seção de resultados.

4 RESULTADOS E ANÁLISES

Neste capítulo de resultados, são apresentados detalhadamente os principais achados da pesquisa em cada etapa. Os resultados são apresentados por meio de análises estatísticas, gráficos, tabelas e outras formas de representação. Uma discussão aprofundada dos resultados é conduzida, considerando sua relevância, consistência e sua relação com os objetivos da pesquisa. Além disso, são apresentados os resultados da simulação numérica realizada no software COMSOL[®], juntamente com os resultados obtidos por meio da aplicação do algoritmo K-means nos dados da tabela de simulação.

A análise de eletrodo clínico envolve a combinação de diversas técnicas e abordagens. Nesse contexto, utilizaram-se tanto simulações de temperatura no software como técnicas estatísticas e algoritmos de aprendizado de máquina no ambiente Google Colab.

A resposta de temperatura gerada na simulação pelo COMSOL[®] nos fornece informações visuais por meio de esferas com formatos aproximados aos tecidos circundantes ao eletrodo central de ablação. Esses resultados de simulação de temperatura são representados em uma escala adequada para toda a faixa de tempo, gerando um gradiente colorido que nos permite visualizar as variações térmicas ao longo do procedimento.

No Google Colab, utilizamos o algoritmo K-means para realizar análise de clustering nos dados de temperatura. Esse método de aprendizado de máquina não supervisionado nos permite agrupar os pontos de dados em clusters com base em sua similaridade térmica. Os clusters resultantes representam regiões com comportamentos térmicos semelhantes, e os centroides desses clusters indicam as temperaturas médias dessas regiões.

Essa análise de clustering no Google Colab nos oferece percepções valiosas sobre os padrões térmicos do eletrodo clínico. Podemos identificar regiões de interesse e tomar decisões mais informadas sobre a otimização da geometria do eletrodo. Comparando diferentes configurações de eletrodos, avaliando como cada uma delas influencia a distribuição térmica. Dessa forma, é possível identificar a configuração mais eficaz para o procedimento de ablação.

Essa abordagem nos permite extrair informações significativas dos dados de temperatura e aproveitar o poder do aprendizado de máquina para melhorar o entendimento

e a otimização do eletrodo clínico. Além da visualização, aplicamos técnicas estatísticas aos dados de simulação para extrair informações quantitativas. Calculamos medidas como média, desvio padrão, variância e valores máximos para compreender a distribuição e a dispersão dos dados de temperatura. Essas medidas estatísticas nos ajudam a identificar a variação dos valores de temperatura, a estabilidade das regiões-alvo e possíveis anomalias nos resultados. Empregados gráficos de dispersão, para visualizar e explorar melhor os dados estatísticos, facilitando a identificação de padrões e tendências.

A combinação da análise estatística com a simulação de temperatura no COMSOL® e a análise de clustering no Google Colab proporciona uma abordagem completa para a análise dos dados de ablação. Essa integração de métodos estatísticos, técnicas de visualização e algoritmos de aprendizado de máquina nos permite obter visões valiosas sobre o comportamento térmico dos tecidos circundantes ao eletrodo clínico. Essas percepções podem auxiliar na tomada de decisões embasadas em evidências e na otimização do procedimento de ablação e da geometria do eletrodo clínico.

Portanto, a aplicação conjunta de simulações, técnicas estatísticas e algoritmos de aprendizado de máquina nos permite uma análise abrangente e aprofundada dos dados de ablação, fornecendo informações relevantes para o aprimoramento desse procedimento clínico crucial.

4.1 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Os resultados da simulação numérica são obtidos pela aplicação dos parâmetros da tabela 1. Na figura 23 demonstra graficamente como são apresentadas as respostas das simulações no software COMSOL®, fornece um desenho de corpo esférico com o eletrodo para ablação ao centro, esse é o padrão para todos os resultados da simulação.

Como resultado, podemos observar uma ampla gama de variação de temperatura em torno do eletrodo durante o procedimento de ablação. Essa variação é representada em escala Kelvin, permitindo uma análise detalhada das diferentes temperaturas alcançadas nas proximidades do eletrodo. Essa informação é fundamental para compreender a distribuição térmica e identificar regiões de interesse, auxiliando no processo de otimização da geometria do eletrodo.

4.1.1 Resposta de temperatura

Com a geometria do eletrodo clínico definido e construído, foi realizado o primeiro teste aplicando uma diferença de potencial elétrico de 20 V. Os resultados dessa simulação

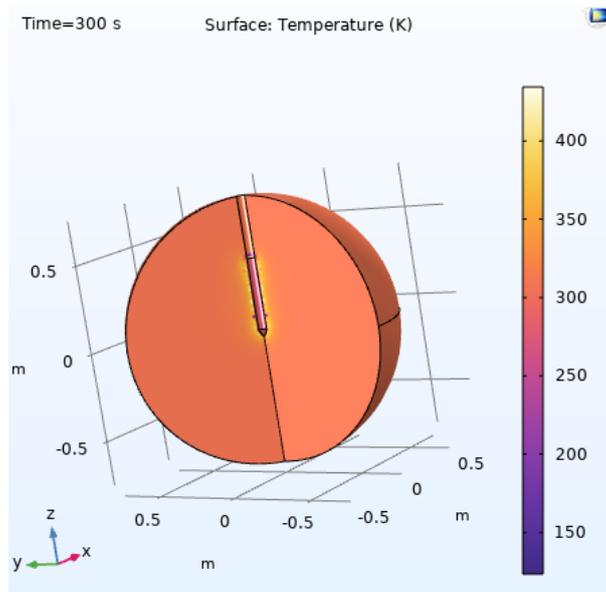


Figura 23. Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, acompanhado de uma escala em gradiente colorido.

utilizando o software COMSOL[®] foram representados graficamente nas figuras a seguir, mostrando a variação da temperatura para diferentes diâmetros do eletrodo (0,5 mm, 0,8 mm, 1,0 mm e 1,5 mm) com as respectivas aplicações de 20 V, 60 V, 100 V e 140 V. Esses gráficos fornecem uma visualização clara e comparativa das distribuições de temperatura resultantes das diferentes condições de aplicação de potencial elétrico.

Em todas as simulações, as figuras 24, 25, 26, 27 corroboram observar uma concentração de temperatura ao redor do eletrodo. Essa concentração é mais intensa nas pontas do eletrodo, devido ao chamado efeito de ponta mencionado no capítulo 2.3.1.

Como podemos observar na figura 24, a simulação apresentada na figura 24(A) mostra que a temperatura na região próxima ao eletrodo está principalmente na faixa de temperatura corporal, em torno de 310,15 K (37 °C). No entanto, essa faixa de temperatura não atinge o intervalo ideal necessário para a realização da ablação eficaz. Essa mesma tendência de baixa temperatura-alvo é observada nas simulações apresentadas nas figuras 25(A), 26(A) e 27(A). Esses resultados indicam que o potencial elétrico atual de 20 V do eletrodo não está alcançando as temperaturas desejadas para uma ablação eficiente, independente do diâmetro aplicado ao eletrodo.

Nas simulações realizadas na faixa de 40 V a 140 V, observa-se que ocorre a temperatura mínima necessária para o efeito ablativo ser alcançado. Nas figuras 24 e 25, é possível notar uma certa similaridade entre as simulações, com ambas apresentando faixas de temperatura semelhantes. Esses resultados sugerem que essas duas geometrias de eletrodo com diâmetros de 0,5 mm e 0,8 mm, são adequadas para o controle do processo ablativo, buscando a estabilidade na ablação. Essa similaridade nas faixas de temperatu-

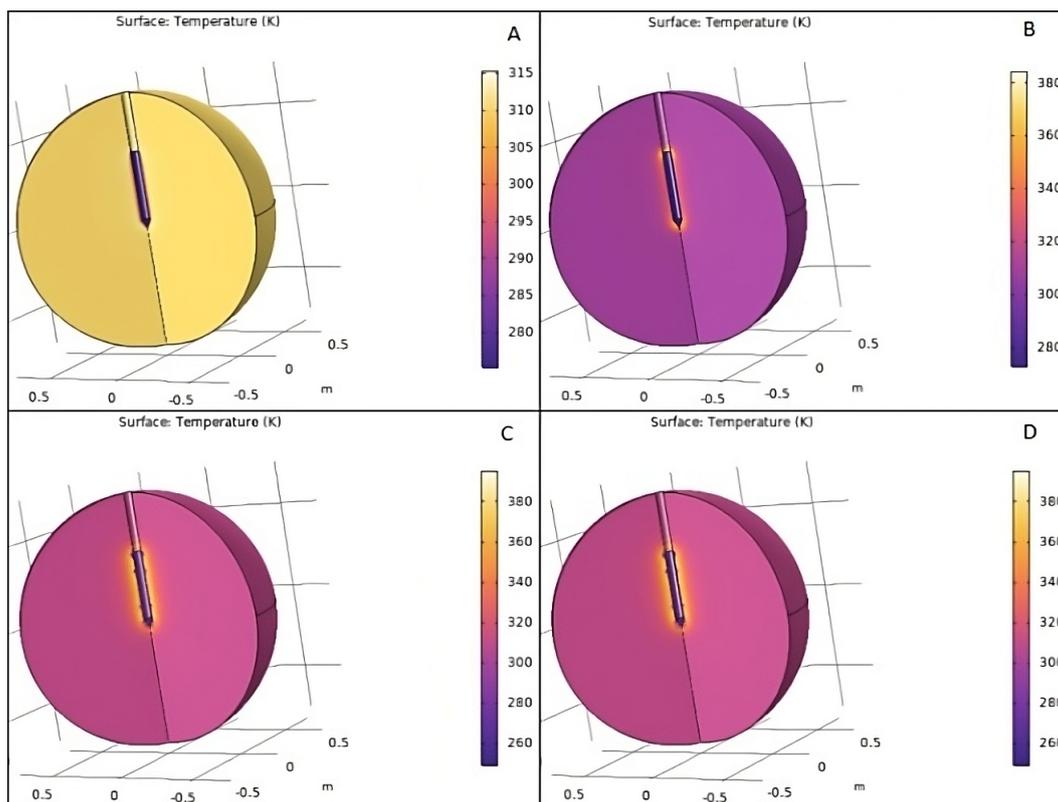


Figura 24. Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, valores com aplicação de 20 V e diâmetro do eletrodo de 0,5 mm.

ras indica que ambas as geometrias conseguem atingir as temperaturas necessárias para o procedimento de ablação com eficácia.

As figuras de simulação apresentadas neste capítulo fornecem evidências claras de que o diâmetro do eletrodo desempenha um papel crucial na obtenção de uma distribuição térmica adequada para uma ablação eficaz. É observada uma variação significativa na distribuição de temperatura entre as diferentes geometrias de eletrodo testadas. Esses resultados destacam a importância de escolher cuidadosamente o diâmetro do eletrodo, pois ele influencia diretamente a eficiência e a uniformidade da ablação térmica. A compreensão dessas variações térmicas é fundamental para o desenvolvimento de eletrodos otimizados que maximizam os resultados terapêuticos e minimizar os efeitos indesejados durante os procedimentos de ablação.

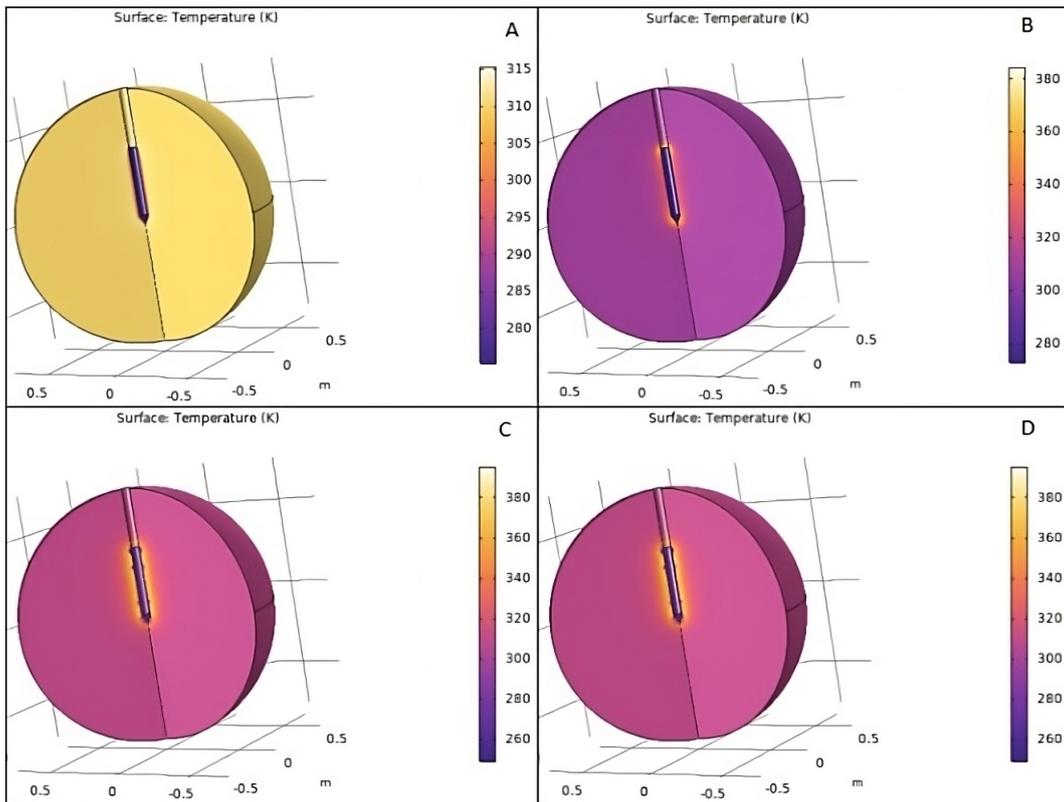


Figura 25. Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, valores com aplicação de 20 V e diâmetro do eletrodo de 0,8 mm.

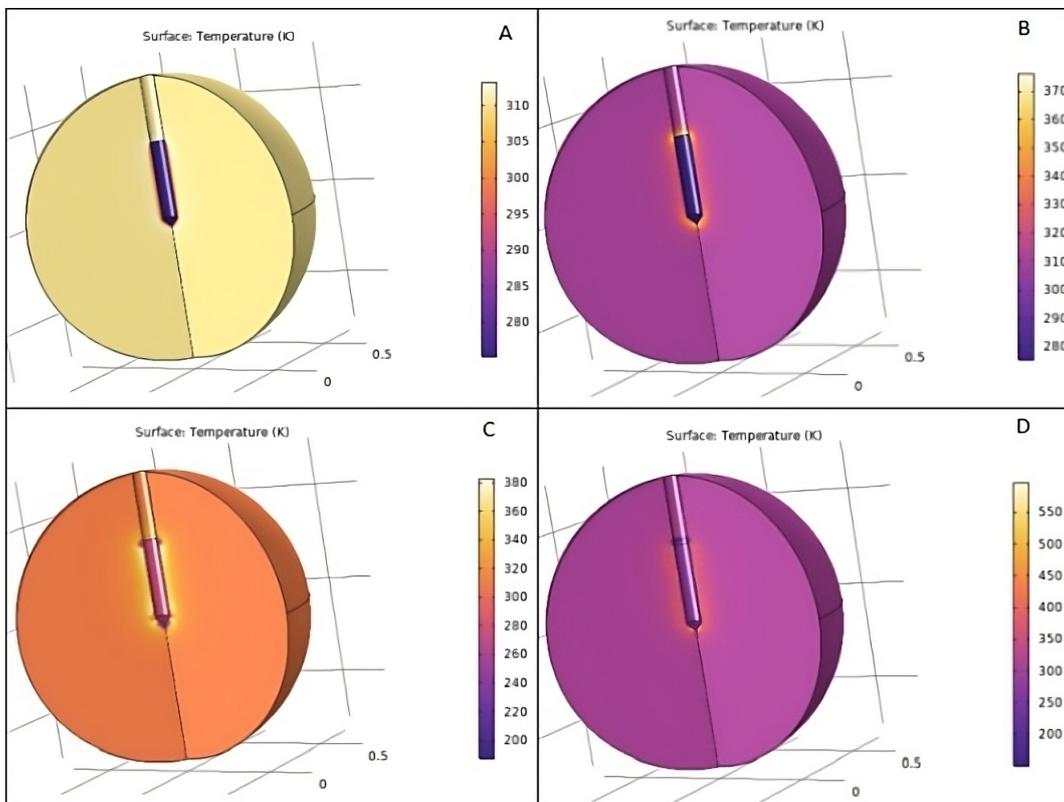


Figura 26. Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, valores com aplicação de 20 V e diâmetro do eletrodo de 1,0 mm.

Podemos observar uma diferença significativa de temperatura entre as figuras 26(D) e 27(D), onde a primeira figura atinge um patamar de temperatura em torno de 550 K, enquanto a segunda figura apresenta um patamar mais baixo, em torno de 400 K. Essa queda na temperatura pode ser atribuída ao aumento do diâmetro do eletrodo, visto que houve uma progressão de 1,0 mm para 1,5 mm de diâmetro, representando uma variação de 0,5 mm. Vale ressaltar que ambas as simulações foram realizadas com a aplicação máxima de 140 V. Esses resultados indicam que o diâmetro do eletrodo desempenha um papel importante na distribuição térmica, influenciando diretamente na temperatura alcançada durante o procedimento de ablação.

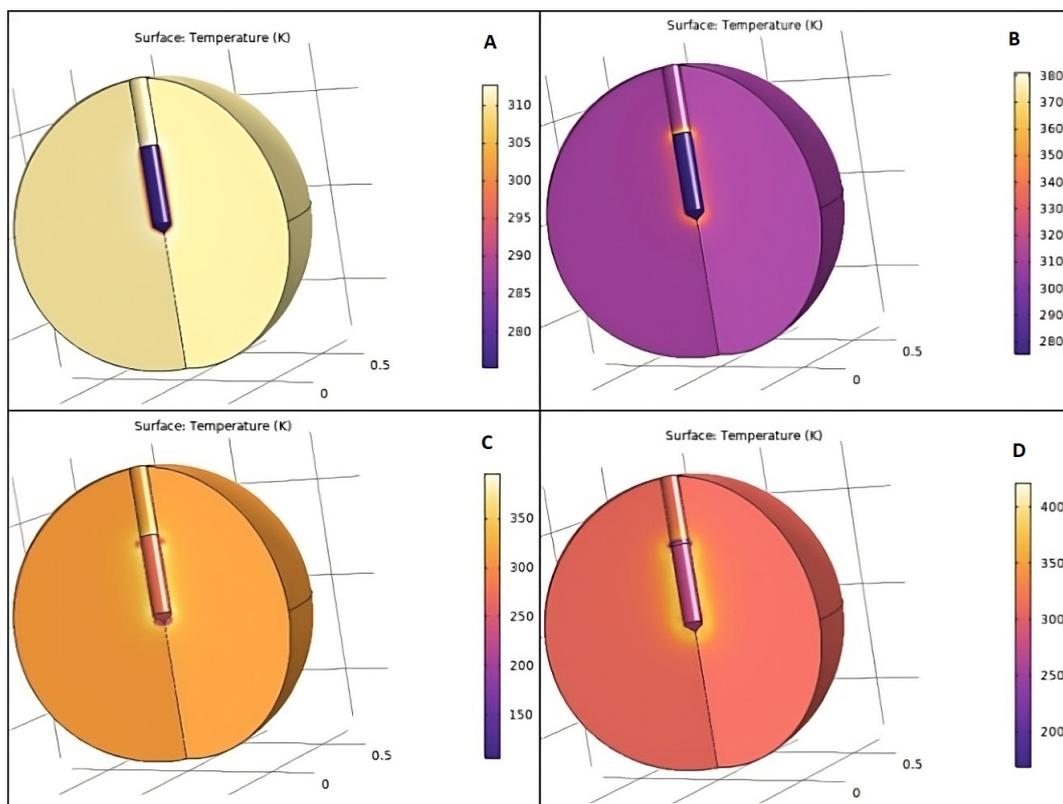


Figura 27. Simulação de corpo esférico com os resultados em Kelvin, valores com aplicação de 20 V e diâmetro do eletrodo de 1,5 mm.

Como mencionado anteriormente, a figura 27 ilustra e reforça que o aumento do diâmetro da geometria para 1,5 mm não necessariamente resulta em uma melhoria na distribuição de temperatura. Apesar do aumento na tensão elétrica aplicada, a efetividade térmica não acompanha proporcionalmente, ocasionando em perda de eficiência energética.

Essas simulações de geometria são de extrema relevância para a otimização da geometria do eletrodo, por indicarem que a escolha do diâmetro adequado pode ser determinante para alcançar uma distribuição térmica desejada durante o procedimento de ablação. Portanto, é fundamental considerar cuidadosamente o diâmetro do eletrodo

ao projetar dispositivos para aplicação clínica, visando obter resultados mais eficazes e consistentes.

4.1.2 Tabela de resultados da simulação

O resultado da simulação é apresentado em uma tabela matricial com cerca de 5800 linhas e 15 colunas. As duas primeiras colunas representam as coordenadas cilíndricas, enquanto as demais colunas indicam o tempo de aplicação do processo ablativo. Cada linha da tabela representa os dados de temperatura em Kelvin, conforme ilustrado na figura 28 abaixo (essa figura é apenas um exemplo representativo para todas as outras simulações).

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	% r,z,T (K)	@ t=0,T (K)	@ t=25,T (K)	@ t=50,T (K)	@ t=75,T (K)	@ t=100,T (K)	@ t=125,T (K)	@ t=150,T (K)	
2	0.00959513305401454,-0.7397480835427603,310.1500000107832,310.15080174675506,310.15170903								
3	4.592425496802574E-17,-0.75,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15								
4	0.014911622863510653,-0.7498517476832179,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15								
5	0.029817353866060332,-0.7494070492118594,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15								
6	0.022391693001630537,-0.7364953751529627,310.150000011337,310.1507915160898,310.151689315								
7	0.0377184859324159,-0.7370818405078232,310.15000001096865,310.1507918130806,310.151695859								
8	0.044711310025751974,-0.7486660796081128,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15								
9	0.05200317084558928,-0.7361233611112808,310.1500000110331,310.1507915857917,310.151694437								
10	0.0595875975592046,-0.7476291314663457,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15								
11	0.06637388370543233,-0.7347847292322359,310.1500000110572,310.15079165115776,310.15169512								
12	0.07444032357971324,-0.7462966154454593,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15								
13	0.08079465520834088,-0.7332592383546084,310.15000001107137,310.15079227162596,310.1516967								
14	0.08926360777443161,-0.7446690596010368,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15								
15	0.09522747697857746,-0.7314928900280563,310.15000001109223,310.15079335067367,310.1516991								
16	0.10405159396387448,-0.742747107563252,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15								
17	0.10966768418814277,-0.7294386713330464,310.15000001111736,310.1507946428058,310.15170190								
18	0.1187984468070293,-0.7405315179222539,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15,310.15								
19	0.12409871957624531,-0.727098020349251,310.1500000111442,310.1507961088502,310.1517050498								

Figura 28. Tabela exemplificativa dos dados resultantes da simulação, originalmente composta por 15 colunas e 5800 linhas, possuindo 13 colunas de atributos e outras 2 colunas iniciais que representam informações de localização espacial.

Essa tabela fornece uma visão abrangente dos dados obtidos, permitindo uma

análise detalhada das variações de temperatura ao longo do tempo e em diferentes pontos no espaço. Os valores de temperatura registrados podem são utilizados para avaliar o desempenho do processo ablativo e identificar padrões ou tendências relevantes com a aplicação da inteligência artificial.

4.2 INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

Os resultados da inteligência artificial traz inúmeros benefícios, como a automação de tarefas repetitivas, a melhoria da tomada de decisão, avanços em áreas como saúde e ciência.

Como primeiro passo, aplicamos estatísticas básicas, como mínimo, máximo, média, mediana e moda, na tabela de simulação. Nosso objetivo é identificar o valor máximo atingido pela simulação, buscando valores acima de 318,5 K (45 °C). Essa é a primeira filtragem aplicada e pode ser observada nos resultados obtidos a partir do Google Colab, são eles:

Tabela 2. Dados resultantes do pré-processamento para filtragem de valores abaixo de 318,5 K (45 °C).

Tensão (V)	Diâmetro (mm)	Temperatura Máxima (K)
20	0,5	313,972
20	0,8	313,055
20	1,0	312,662
20	1,5	312,180

Portanto, em corroboração com as figuras 24, 25, 26, 27, os valores máximos obtidos nestas simulações não atendem aos objetivos do trabalho, descartados para aplicação do “método do cotovelo”.

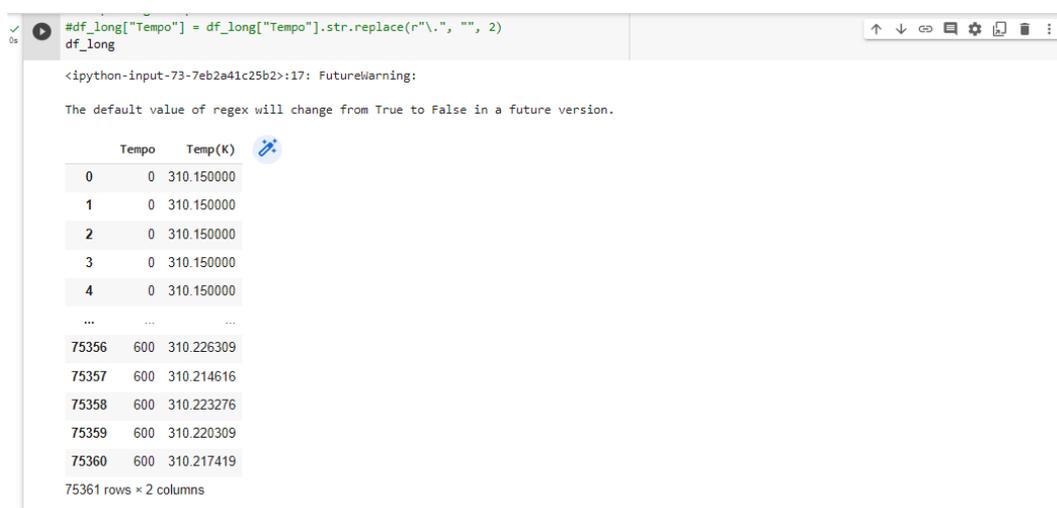
Em seguida, aplicamos o “método do cotovelo” aos demais dados. O “método do cotovelo” nos ajuda a determinar o número ideal de clusters para a aplicação do algoritmo K-means. Esse método avalia a variação explicada pelos diferentes números de clusters, permitindo-nos identificar o ponto no qual a adição de mais clusters não é benéfico significativo para os resultados.

Após determinar o número de clusters a ser utilizado, aplicamos o algoritmo K-means aos dados restantes. O K-means é um algoritmo de agrupamento que nos permite agrupar os dados em clusters com base em suas características semelhantes. Isso nos ajuda a identificar padrões e segmentar os dados em grupos significativos

4.2.1 Pré-processamento

O pré-processamento é uma etapa fundamental na análise de dados e simulações no contexto do eletrodo. Durante essa fase, os dados de simulação obtidos no software COMSOL® são tratados e adaptados para garantir a consistência e a qualidade necessárias antes de aplicar algoritmos de inteligência artificial e obter resultados confiáveis.

No quesito pré-processamento, foi gerado a modificação da tabela de simulações advinda do COMSOL®, com a retirada das colunas de localização espacial, bem como, retirada dos dados de informações adversas provenientes do modelo explicitado na figura 28, resultando somente nas colunas de tempo e temperatura, como na figura 29, esse resultado de tabela foi executado no Google Colab e é semelhante a todos as outras aplicações.



```
#df_long["Tempo"] = df_long["Tempo"].str.replace(r"\.", "", 2)
df_long
```

<ipython-input-73-7eb2a41c25b2>:17: FutureWarning:
The default value of regex will change from True to False in a future version.

	Tempo	Temp(K)
0	0	310.150000
1	0	310.150000
2	0	310.150000
3	0	310.150000
4	0	310.150000
...
75356	600	310.226309
75357	600	310.214616
75358	600	310.223276
75359	600	310.220309
75360	600	310.217419

75361 rows x 2 columns

Figura 29. A tabela apresenta um exemplo dos dados resultantes do pré-processamento em um ambiente Google Colab. Esses dados são provenientes de uma simulação e contêm informações de tempo e temperatura.

Inicialmente, tínhamos uma planilha com 15 colunas e cerca de 5800 linhas. No entanto, realizamos uma transformação nessa planilha, reduzindo-a para 2 colunas e aproximadamente 75000 linhas. Essa redução foi feita para facilitar o trabalho do algoritmo K-means, pois ele executa a análise considerando apenas dois atributos. Com essa transformação, visamos simplificar o processo de clusterização e melhorar a eficiência do algoritmo na identificação de padrões nos dados.

4.2.2 K-Means

Ao aplicarmos o algoritmo K-means nos dados da tabela de simulação, obtemos os gráficos representados pelas figuras 30, 31, 32 e 33. Esses resultados permitem avaliar

o agrupamento dos dados por temperatura, bem como atribuir cores distintas com base na distância euclidiana em relação aos centroides. Isso nos proporciona uma visualização clara de *clustering* dos dados e sua distribuição térmica.

Além disso, a análise por *clustering* nos permite identificar regiões com comportamentos térmicos semelhantes ao redor do eletrodo. Os diferentes clusters representam grupos de pontos de dados que possuem características térmicas próximas entre si. A atribuição de cores aos clusters facilita a identificação visual das regiões com temperaturas semelhantes. Isso é especialmente útil para analisar a distribuição térmica ao redor do eletrodo e identificar áreas de interesse, como regiões com temperaturas mais altas ou mais baixas. Essa informação pode ser utilizada para tomar decisões mais informadas na otimização da geometria do eletrodo, buscando alcançar uma distribuição térmica mais adequada para o procedimento de ablação.

Como resultado preliminar, foram gerados clusters identificados pelas cores verde, azul, vermelho e ciano, juntamente com seus centroides. É importante ressaltar que em todas as aplicações do algoritmo K-means foram obtidos de 3 a 4 clusters, determinados após a aplicação do “método do cotovelo”.

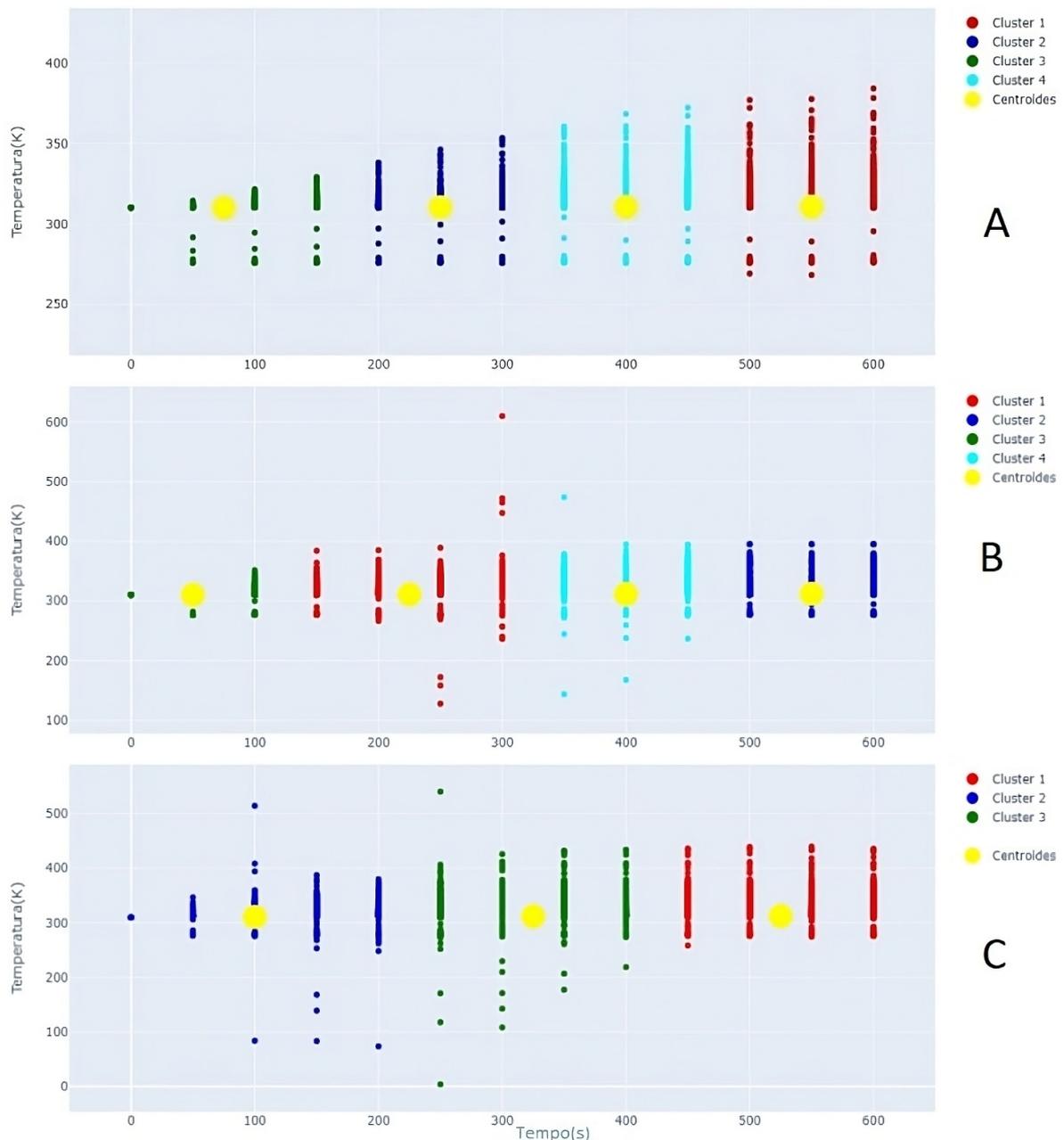


Figura 30. Resultados da aplicação do algoritmo K-means nos dados de simulação para o diâmetro de 0,5 mm, com a figura (A) aplicando 60V, figura(B) em 100V e 140V na figura(C).

Com o coeficiente de dispersão elevado, a figura 30(B), em 100 V, no período entre 240s e 460s, concentrada nos clusters vermelho e ciano, indica variações consideráveis nas temperaturas nesse intervalo de tempo, possivelmente associadas à geometria do eletrodo ou efeitos de dissipação de calor. Já na figura 30(C) apresenta alta dispersão dos dados em 140 V, sugerindo variações significativas nas temperaturas nesse ponto da simulação. A alta dispersão entre 100s e 400s na figura 30(C), concentrada nos clusters azul e verde, indica heterogeneidade nas temperaturas nesse intervalo de tempo, possivelmente relacionada a diferentes regimes de aquecimento ou processos físicos distintos.

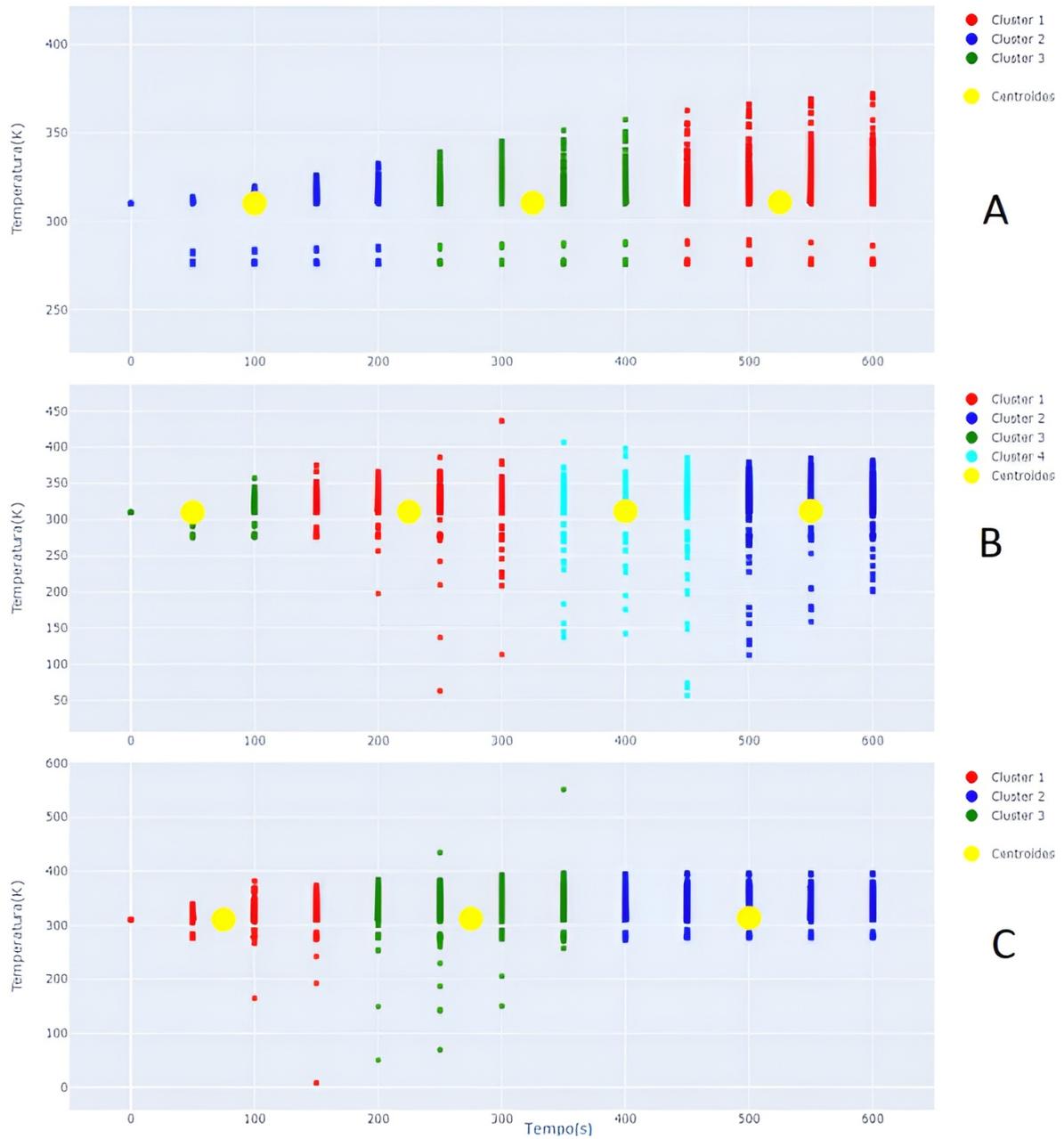


Figura 31. Resultados da aplicação do algoritmo K-means nos dados de simulação para o diâmetro de 0,8 mm, com a figura (A) aplicando 60V, figura(B) em 100V e 140V na figura(C).

É possível observar na figura 31(B) uma alta dispersão dos dados em toda a faixa de tempo, em 100V, com destaque para os clusters vermelho, ciano e azul. Essa dispersão indica uma variabilidade significativa nas temperaturas registradas, sugerindo possíveis influências de diversos fatores ao longo do tempo.

Já na figura 31(C), nota-se uma alta dispersão entre 90s e 310s, em 140V, concentrada nos clusters vermelho e verde, com a estabilização ocorrendo somente após atingir 310 K (36,85 °C). Essa alta dispersão indica uma maior heterogeneidade nas temperaturas nesse intervalo de tempo específico, possivelmente relacionada à ocorrência de processos complexos nessas regiões da simulação.

A figura 32(B) apresenta uma alta dispersão acima de 310 K (36,85 °C), com uma concentração maior nos clusters vermelho e verde.

É perceptível a dispersão dos pontos em torno dos centroides, indicando um maior desvio padrão e variância, especialmente nos gráficos das figuras 30(C), 31(C), 32(C) e 33(C). Essa dispersão dos pontos está relacionada ao limiar de aplicação da tensão em 140 V. A partir desse ponto, observa-se uma maior variabilidade nos valores de temperatura, o que pode ser atribuído a fatores como a propagação do calor e a distribuição heterogênea do fluxo de energia nos tecidos ao redor do eletrodo. Essas informações são essenciais para compreender a distribuição e a variabilidade da temperatura em diferentes configurações de eletrodo, auxiliando na análise e no controle do processo ablativo.

Aplicado o algoritmo K-means, observa-se nas figuras 30(A), 31(A), 32(A) e 33(A) um padrão de aumento progressivo da temperatura ao longo do tempo. Esse comportamento é considerado ideal para o controle do processo ablativo, por indicar uma resposta térmica mais linear. Essa característica é desejável, ao possibilitar um maior controle e previsibilidade da distribuição de calor durante a ablação. A linearidade na elevação da temperatura é um indicativo de eficiência e estabilidade no procedimento, contribuindo para melhores resultados clínicos.

A figura 33(B) apresenta uma faixa de estabilidade ampla, com temperaturas variando de 310 K a 450 K (36,85 °C a 176,85 °C), enquanto a figura 33(A) possui uma faixa mais estreita, de 310 K a 370 K (36,85 °C a 96,85 °C). Essa pequena semelhança entre as figuras indica uma maior estabilidade nas temperaturas registradas na figura 33(B) em comparação com a figura 33(A).

Por outro lado, a figura 33(C) mostra a maior dispersão de dados entre todas as figuras simuladas. Isso sugere uma maior variabilidade nas temperaturas nessa figura, indicando a presença de diferentes regimes de aquecimento ou outros fatores que influenciam na distribuição dos dados.

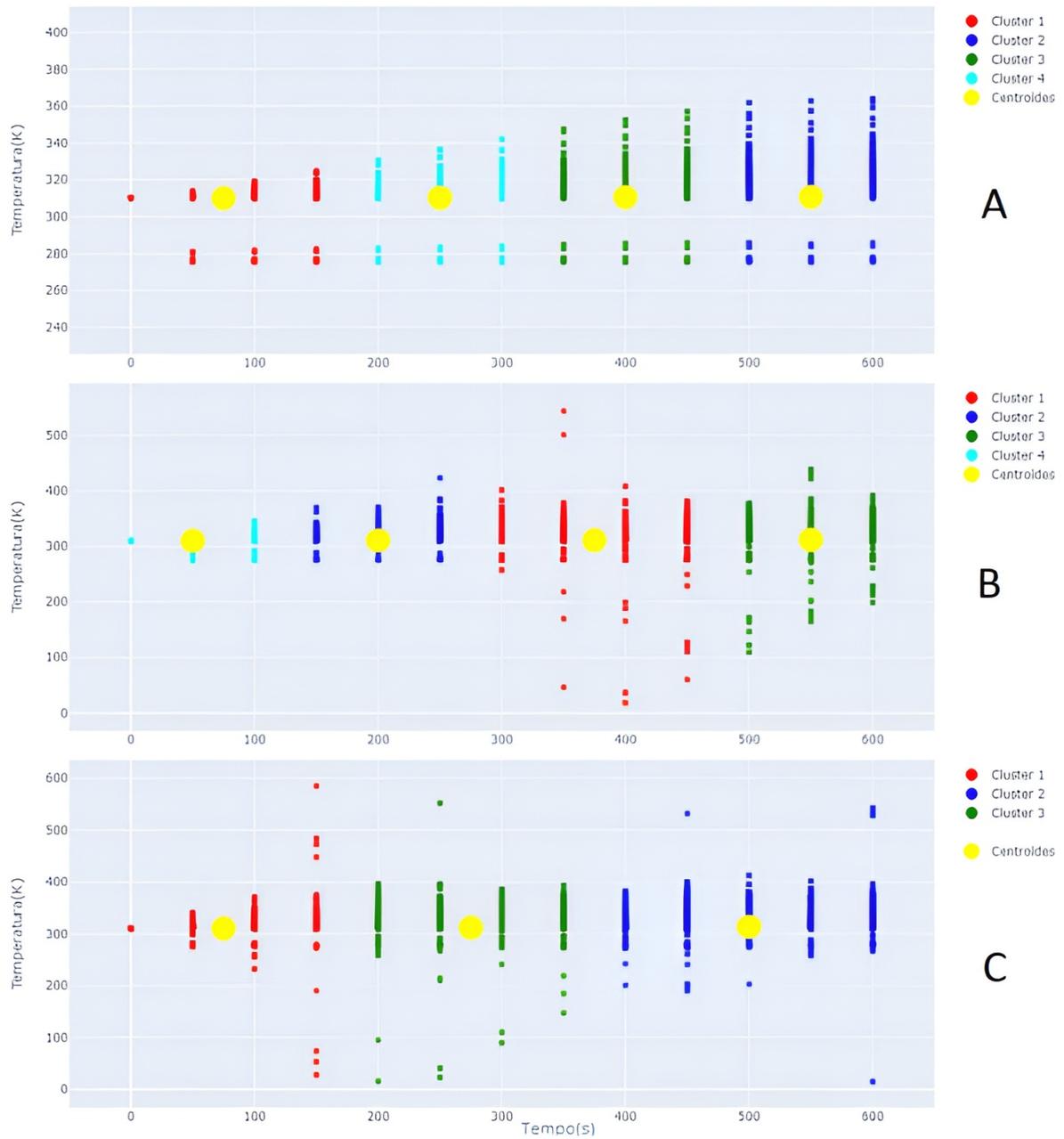


Figura 32. Resultados da aplicação do algoritmo K-means nos dados de simulação para o diâmetro de 1,0 mm, com a figura (A) aplicando 60V, figura(B) em 100V e 140V na figura(C).

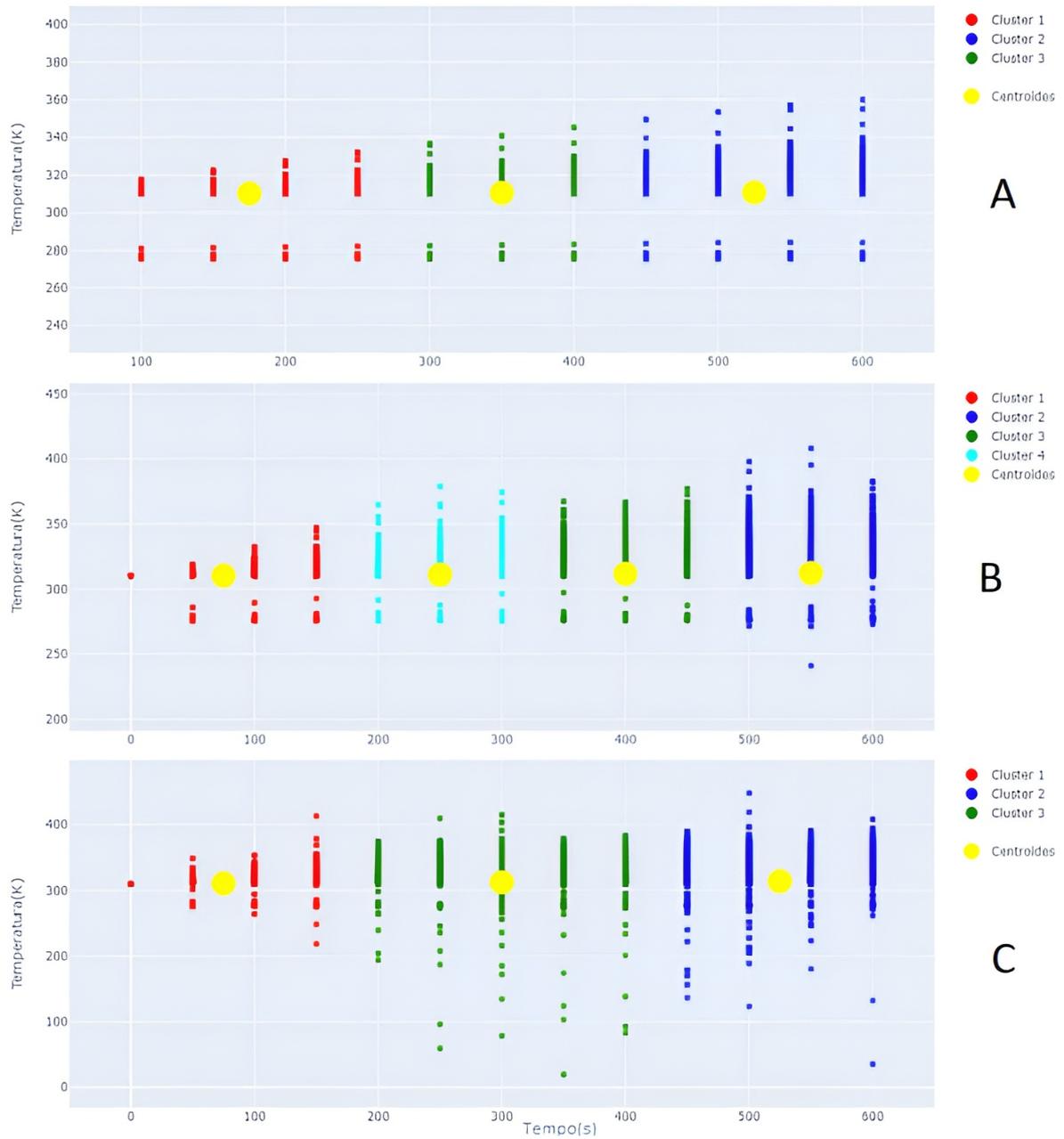


Figura 33. Resultados da aplicação do algoritmo K-means nos dados de simulação para o diâmetro de 1,5 mm, com a figura (A) aplicando 60V, figura(B) em 100V e 140V na figura(C).

A dispersão alta em todas as tabelas de dados até estabilizarem em torno de 310,15 K (37 °C), próxima à temperatura corporal, pode indicar uma fase inicial de aquecimento do sistema, seguida por uma estabilização térmica.

Em todos os gráficos, é evidente uma concentração de temperatura na faixa de 320 K, o que pode ser confirmado pela localização dos centroides. Isso indica que a temperatura ao redor desses pontos é mais significativa e representa uma região de interesse no processo de ablação. A concentração em torno dessa faixa de temperatura sugere que ela seja uma faixa terapêutica efetiva para o tratamento desejado. A localização dos centroides fornece informações valiosas sobre as regiões de maior relevância em termos de temperatura durante a ablação, permitindo uma melhor compreensão e análise dos resultados.

4.2.2.1 *Outliers dos gráficos de clustering*

A presença de **outliers** nos dados ressalta a importância de uma análise minuciosa, uma vez que esses valores atípicos podem indicar condições especiais, erros de medição ou comportamentos anômalos do sistema.

Na figura 30(B), há um outlier no cluster vermelho acima de 600 K (326,85 °C), indicando uma temperatura fora do padrão em relação aos demais dados do cluster. Na figura 30(C), dois *outliers* nos clusters azul e verde exibem valores acima de 500 K (226,85 °C), destacando-se por apresentarem temperaturas significativamente mais altas em comparação com os demais dados nesses clusters.

Nas análises das figuras 31(B) e (C), foram encontrados *outliers*. Na figura 31(B), um leve *outlier* foi identificado no cluster vermelho, próximo a 450 K (176,85 °C), indicando uma temperatura ligeiramente fora do padrão em relação aos demais dados do cluster. Já na figura 31(C), um *outlier* foi observado no cluster verde, apresentando valores entre 500 K (226,85 °C) e 600 K (326,85 °C), ressaltando uma temperatura significativamente mais alta em relação aos outros dados do cluster e sugerindo um comportamento anômalo nessa faixa de temperatura.

Dois *outliers* foram identificados no cluster vermelho, com valores entre 500 K e 600 K (226,85 °C a 326,85 °C) na figura 32(B). Na figura 32(C), podemos observar a presença de três *outliers* na faixa de 500 K a 600 K (226,85 °C a 326,85 °C).

As figuras 33(A) e (B) apresentam uma ausência de *outliers* expressivos, indicando uma consistência nos dados observados. Isso significa que não foram identificados pontos discrepantes significativos que se distanciem consideravelmente dos demais valores registrados nas respectivas figuras. Essa falta de *outliers* expressivos sugere uma maior

uniformidade nos dados e uma menor presença de leituras atípicas nessas figuras.

4.2.3 Dados estatísticos

Utilizando o ambiente do Google Colab, foi possível extrair dados estáticos das simulações de temperatura, apresentados nas tabelas 3, 4, 5 e 6. Esses dados estáticos fornecem informações importantes sobre as características das temperaturas simuladas em cada configuração. Através da análise dessas tabelas, é possível obter percepções sobre a média, desvio padrão, variância e outras estatísticas relacionadas à temperatura, permitindo uma compreensão mais aprofundada dos resultados obtidos.

O desvio padrão e a variância fornecem informações sobre o grau de dispersão dos valores de temperatura em relação à média. Um desvio padrão ou variância elevados indicam uma maior dispersão dos valores, o que pode indicar uma ampla gama de temperaturas observadas. Por outro lado, um desvio padrão ou variância baixos indicam uma menor dispersão, sugerindo que os valores de temperatura estão mais próximos da média.

Tabela 3. Dados estatísticos resultantes da simulação de temperatura em kelvin (K) com o diâmetro da geometria em 0,5 mm.

Tensão (V)	Média (K)	Desvio padrão (K)	Variância(K ²)
60	310,439	3,400	11,564
100	311,114	6,080	36,970
140	311,57	7,834	61,374

Os resultados da análise da tabela 3 demonstram que o desvio padrão e a variância aumentam à medida que a tensão aplicada é aumentada. Isso indica uma maior dispersão e variabilidade nas temperaturas registradas nos diferentes pontos da simulação. Essa tendência sugere que a variação nas temperaturas ao redor do eletrodo se amplia com o aumento da tensão, devido à propagação do calor e à distribuição heterogênea do fluxo de energia nos tecidos circundantes.

Tabela 4. Dados estatísticos resultantes da simulação de temperatura em kelvin (K) com o diâmetro da geometria em 0,8 mm.

Tensão (V)	Média (K)	Desvio padrão (K)	Variância(K ²)
60	310,428	3,252	10,581
100	311,036	6,500	42,259
140	312,119	8,394	70,474

Os resultados da análise da tabela 4 mostram que o desvio padrão e a variância seguem um padrão semelhante aos valores da tabela 3. À medida que a tensão é elevada,

tanto o desvio padrão quanto a variância aumentam, indicando uma maior dispersão e variabilidade nas temperaturas ao redor do eletrodo. Esse comportamento reforça a relação entre a tensão aplicada e a ampliação das variações térmicas, destacando a importância de considerar os efeitos da tensão no controle da distribuição de calor durante o procedimento de ablação.

Tabela 5. Dados estatísticos resultantes da simulação de temperatura em kelvin (K) com o diâmetro da geometria em 1,0 mm.

Tensão (V)	Média (K)	Desvio padrão (K)	Variância(K ²)
60	311,114	6,348	40,306
100	310,415	3,165	10,022
140	312,193	8,956	80,219

Os resultados da tabela 5 mostram que o desvio padrão e a variância variam conforme a tensão aplicada. Para 60 V, os valores são elevados, indicando maior dispersão e variabilidade nas temperaturas ao redor do eletrodo. Ao aumentar para 100 V, os valores diminuem relativamente, sugerindo menor dispersão e variabilidade. Já para 140 V, os valores do desvio padrão de 8,856 K e a variância correspondente no valor de 80,219 K se assemelham aos das outras tabelas, indicando dispersão e variabilidade intermediárias nas temperaturas.

Tabela 6. Dados estatísticos resultantes da simulação de temperatura em kelvin (K) com o diâmetro da geometria em 1,5 mm.

Tensão (V)	Média (K)	Desvio padrão (K)	Variância(K ²)
60	310,448	3,208	10,297
100	311,254	5,104	26,052
140	312,282	8,633	74,533

Os valores de desvio padrão e variância na tabela 6 são semelhantes aos das tabelas 3 e 4, porém, é importante notar que esses valores estão ligeiramente mais baixos. Isso indica uma menor dispersão das temperaturas ao longo do tempo, sugerindo uma maior estabilidade na distribuição térmica durante o procedimento de ablação.

Ao analisarmos os dados estatisticamente nas tabelas 3, 4, 5 e 6, podemos observar uma variância significativa na faixa de tensão de 140 V. Isso sugere uma possível dispersão na eficiência energética empregada no processo de ablação. A alta variância indica que os resultados obtidos nessa faixa de tensão podem variar consideravelmente, o que pode afetar a consistência e a eficácia do procedimento. Essa observação ressalta a importância de um controle preciso da energia aplicada durante a ablação, a fim de obter resultados mais consistentes e confiáveis.

Outra observação relevante ao considerar todas as tabelas é que as médias das temperaturas estão em torno de 311 K (37,85 °C). Isso se deve ao fato de que a temperatura corporal é um componente predominante no processo de ablação. A temperatura corporal serve como referência para a terapia e é comumente mantida em torno desse valor durante o procedimento. Essa observação destaca a importância de manter uma temperatura controlada e próxima da temperatura corporal para garantir um tratamento eficaz e seguro.

Por fim, os resultados ora aqui apresentados corroboram com o trabalho de Woo, Eung Je, et al. [23] amparado na fundamentação teórica, em que sua conclusão disserta sobre:

“Os resultados mostraram que um único eletrodo de agulha pode criar uma lesão com cerca de 10 mm de largura e qualquer profundidade necessária, quando os locais arritmo gênicos são identificados. Observou-se que o aumento do diâmetro da agulha e da duração da aplicação de RF resultou em lesões mais amplas. A profundidade da lesão foi geralmente 1-2 mm maior do que a profundidade de inserção da agulha.”

E em outra parte da conclusão também é posto e observável:

“Verificou-se que agulhas com diâmetro menor requerem menos energia de RF para produzir lesões. O contato eletrodo-tecido e o mínimo efeito do fluxo sanguíneo contribuíram para a reprodutibilidade do tamanho e formato da lesão.”

Diante do exposto, é corroborado neste trabalho que os eletrodos com diâmetro de 1,0 mm e 1,5 mm possuem uma maior dispersão, contribuindo para maior efeito ablativo, no entanto, os eletrodos de diâmetro 0,5 mm e 0,8 mm possuem uma maior estabilidade por conta da menor dispersão de energia.

5 CONCLUSÃO

No capítulo de Conclusões, são apresentadas as principais conclusões e contribuições do estudo. Com base nos resultados obtidos, são feitas inferências e interpretações, ressaltando-se as descobertas mais significativas. Além disso, são discutidas as limitações da pesquisa e sugeridas possíveis direções para pesquisas futuras. Neste capítulo, é feita uma síntese dos principais pontos abordados ao longo da dissertação, reforçando-se a importância do trabalho e seus impactos na área de estudo.

5.1 Aumento do diâmetro

Foi observado que nas simulações com potenciais elétricos entre 60 V e 140 V, as temperaturas necessárias para o efeito ablativo foram alcançadas. Em particular, as figuras 24 e 25, com seus respectivos diâmetros de 0,5 mm e 0,8 mm mostraram faixas de temperatura semelhantes, indicando que essas geometrias são adequadas para o controle da ablação e estabilidade térmica. Isso ressalta a importância do diâmetro do eletrodo na distribuição térmica e na eficácia do procedimento de ablação.

Além disso, as simulações revelaram uma variação significativa na distribuição de temperatura entre os diferentes diâmetros de eletrodo testados. A figura 27 com diâmetro de 1,5 mm apresentou uma temperatura mais baixa em comparação com a figura 26 de 1,0 mm, mesmo com a aplicação do mesmo potencial elétrico máximo. **Isso demonstra que o diâmetro do eletrodo desempenha um papel crucial na distribuição térmica e na eficiência energética do procedimento.**

Isso sugere que o aumento do diâmetro do eletrodo não é uma estratégia garantida para alcançar uma distribuição térmica mais adequada. Outros fatores, como a condutividade térmica do material do eletrodo e a dissipação de calor nos tecidos circundantes, também desempenham um papel significativo na eficiência do processo de ablação.

Portanto, é essencial considerar uma abordagem mais abrangente ao otimizar a geometria do eletrodo, considerando não apenas o diâmetro, mas também outros parâmetros relevantes. Isso pode incluir a seleção de materiais com melhores propriedades térmicas,

o uso de técnicas de resfriamento ou isolamento térmico e a avaliação da distribuição de temperatura em diferentes regiões de interesse durante o procedimento de ablação. A combinação dessas considerações pode levar a resultados mais eficazes e consistentes no contexto da aplicação clínica.

Em suma, as simulações realizadas demonstraram a importância da análise da temperatura na ablação por meio de eletrodos. Foi observado que o diâmetro do eletrodo pode influenciar significativamente a distribuição térmica, com geometrias maiores apresentando uma menor efetividade térmica em relação ao aumento da tensão elétrica aplicada. Além disso, **a aplicação do algoritmo de *clustering* K-means permitiu identificar grupos de temperatura e visualizar a concentração da temperatura ao redor dos centroides.**

Podemos inferir algumas tendências com base nos resultados observados. Os gráficos das figuras 32 e 33, respectivamente dos diâmetros de 10 mm e 15 mm mostraram uma maior estabilidade nas temperaturas registradas, com uma distribuição mais uniforme de calor durante o procedimento de ablação. Isso sugere que esses diâmetros podem oferecer um controle térmico mais eficiente e uma distribuição mais consistente de energia.

Por outro lado, os gráficos das figuras 24 e 25 correspondentes aos diâmetros de 5 mm e 8 mm mostraram uma dispersão maior nos dados de temperatura, indicando variações significativas ao redor do eletrodo. Isso pode estar relacionado a fatores como a geometria do eletrodo e efeitos de dissipação de calor.

Ao analisar os gráficos, identificamos *outliers* nas figuras 30(B), 30(C), 31(B), 31(C), 32(B) e 32(C). Esses valores atípicos indicam temperaturas que se desviam significativamente dos demais dados do cluster correspondente.

Por outro lado, as figuras 33(A) e 33(B) mostram uma ausência de *outliers* expressivos, indicando consistência e uniformidade nos dados observados. Isso sugere que as temperaturas registradas nessas figuras estão mais próximas dos padrões esperados e apresentam menor variação atípica.

Essas ocorrências incomuns podem ser resultado de influências externas, erros de medição ou anomalias no processo de ablação simulado. É importante considerar esses *outliers*, pois eles podem afetar a análise geral dos dados, não sendo representativos do comportamento típico da temperatura durante a ablação.

5.2 Elevação do potencial elétrico

A análise estatística, incluindo o desvio padrão e a variância, revelou a dispersão dos dados em torno dos centroides, indicando a variabilidade da temperatura nos diferentes pontos de medição. Observando a faixa de tensão em 140 V, aplicando análise estatística sobre as tabelas é evidenciado uma variância significativa, indicando uma possível dispersão na eficiência energética no processo de ablação. Além disso, com a aplicação dessa tensão máxima, houve um aumento na dispersão, possivelmente devido à propagação do calor e à distribuição heterogênea do fluxo de energia nos tecidos. Esses resultados destacam a importância de um controle preciso da energia aplicada para obter resultados mais consistentes e confiáveis.

Essas informações têm um papel fundamental no aprimoramento dos eletrodos clínicos utilizados em procedimentos de ablação, relacionando-se diretamente com a análise de cluster e centroides. Através da análise detalhada da temperatura e sua variabilidade em torno dos centroides, é possível identificar padrões e tendências que podem orientar o desenvolvimento de configurações de eletrodos mais eficientes e precisas. Essa abordagem visa aprimorar a técnica de ablação eletrofisiológica, proporcionando melhores opções terapêuticas para pacientes com condições como tumores e arritmias cardíacas.

A análise dos clusters e dos centroides proporcionou informações valiosas sobre as regiões de maior relevância em termos de temperatura durante a ablação. A identificação da **faixa de temperatura terapêutica efetiva, concentrada em torno de 320 K**, auxilia na definição dos parâmetros ideais para o tratamento desejado.

Por exemplo, nas figuras 30, 31, 32 e 33, foram gerados clusters identificados pelas cores verde, azul, vermelho e ciano, juntamente com seus centroides. Essas cores representam grupos distintos de pontos de dados com características térmicas similares dentro de cada figura.

A análise das cores dos clusters também nos permite identificar possíveis áreas de interesse ou preocupação durante o procedimento de ablação. Como exemplo, a presença de *outliers* ou a concentração de pontos em uma faixa de temperatura específica podem **indicar regiões com temperaturas anômalas, áreas que requerem atenção adicional, isso é facilitado visualmente pelas cores dos clusters**.

Do ponto de vista analítico, as tabelas 3, 4, 5 e 6 fornece percepções importantes sobre as características das temperaturas simuladas em diferentes configurações. Os resultados mostram que o **desvio padrão e a variância aumentam com o aumento da tensão aplicada, indicando uma maior dispersão e variabilidade nas temperaturas** registradas nos diferentes pontos da simulação. Isso sugere que a variação

nas temperaturas ao redor do eletrodo se amplia com o aumento da tensão, devido à propagação do calor e à distribuição heterogênea do fluxo de energia nos tecidos circundantes.

Além disso, é notável que as médias das temperaturas nas diferentes configurações estão em torno de 311 K (37,85 °C), próximo à temperatura corporal. Isso destaca a **importância de manter uma temperatura controlada e próxima da temperatura corporal durante o procedimento de ablação**, a fim de garantir um tratamento eficaz e seguro.

Os resultados desta dissertação destacam a importância da análise da temperatura e da relação com a geometria do eletrodo nas simulações de ablação. Esses achados servem como base para estudos futuros e para aprimorar continuamente os procedimentos de ablação, buscando oferecer opções terapêuticas mais eficazes para pacientes com condições como tumores e arritmias cardíacas.

6 TRABALHOS FUTUROS

Com base nos resultados e conclusões obtidos neste estudo, algumas sugestões de trabalhos futuros podem ser consideradas:

1. **Investigação de outros parâmetros:** além do diâmetro do eletrodo, outros parâmetros podem ser explorados, como o material do eletrodo, o formato geométrico, a taxa de resfriamento, entre outros. Estudar a influência desses parâmetros na distribuição térmica e eficácia da ablação pode fornecer percepções adicionais para o aprimoramento dos procedimentos clínicos;
2. **Análise experimental:** com base nas simulações realizadas, realizar experimentos práticos para validar os resultados e verificar a eficácia das configurações de eletrodos propostas. Essa abordagem experimental pode oferecer uma visão mais precisa e realista do comportamento térmico durante a ablação;
3. **Otimização multiobjetivo:** considerar a otimização simultânea de múltiplos objetivos, como a eficácia da ablação, a preservação de tecidos saudáveis adjacentes e a eficiência energética. Utilizar outros algoritmos de otimização, *deep learning*, pode ajudar a encontrar soluções mais equilibradas e personalizadas para cada paciente;
4. **Estudo clínico:** realizar possíveis estudos clínicos para avaliar a eficácia das configurações de eletrodos otimizadas em pacientes reais. Essa etapa é crucial para validar os resultados obtidos em simulações e experimentos, e para fornecer evidências concretas sobre a efetividade dessas abordagens de simulação no contexto clínico;

Essas sugestões de trabalhos futuros visam aprofundar o conhecimento sobre a influência dos eletrodos no processo de ablação, explorar novos parâmetros e abordagens de otimização no campo da inteligência artificial, além de validar os resultados em um contexto clínico real.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Ministério da Saúde (BR). Instituto nacional de câncer josé alencar gomes da silva (inca). *Estimativa 2020: incidência de câncer no Brasil [Internet]*, 2019.
- [2] Xiaofan Du, Jing Wang, Quan Zhou, Luwei Zhang, Sijia Wang, Zhenxi Zhang, e Cuiping Yao. Advanced physical techniques for gene delivery based on membrane perforation. *Drug Delivery*, 25(1):1516–1525, 2018.
- [3] Shelley Yap, Ean H Ooi, Ji J Foo, e Ean T Ooi. Bipolar radiofrequency ablation treatment of liver cancer employing monopolar needles: A comprehensive investigation on the efficacy of time-based switching. *Computers in biology and medicine*, 131:104273, 2021.
- [4] Kenneth R Thomson, Wa Cheung, Samantha J Ellis, Dean Federman, Helen Kavnoudias, Deirdre Loader-Oliver, Stuart Roberts, Peter Evans, Christine Ball, e Andrew Haydon. Investigation of the safety of irreversible electroporation in humans. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 22(5):611–621, 2011.
- [5] Julie Gehl, Gregor Sersa, Louise Wichmann Matthiessen, Tobian Muir, Declan Soden, Antonio Occhini, Pietro Quaglino, Pietro Curatolo, Luca G Campana, Christian Kunte, et al. Updated standard operating procedures for electrochemotherapy of cutaneous tumours and skin metastases. *Acta Oncologica*, 57(7):874–882, 2018.
- [6] Yingtao Qu, Xiangyu Guan, Yuxiao Mao, Jiaying Liu, Penghao Wang, Biying Lin, Rui Li, e Shaojin Wang. Predictive models of the top electrode voltage of radio frequency heating systems for low moisture foods. *Innovative Food Science & Emerging Technologies*, 73:102788, 2021.
- [7] Tijjani Adam e U Hashim. Comsol multiphysics simulation in biomedical engineering. *Advanced Materials Research*, 832:511–516, 2014.
- [8] Teresa Bernarda Ludermir. Inteligência artificial e aprendizado de máquina: estado atual e tendências. *Estudos Avançados*, 35:85–94, 2021.
- [9] Boston. Unified rf injection electrode. url<https://www.bostonscientific.com/en-US/products/nerve-radio-frequency-ablation/rf-electrodes.html>, February 2023.

- [10] Enrique J Berjano. Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state-of-the-art and challenges for the future. *Biomedical engineering online*, 5(1):1–17, 2006.
- [11] HELVÉCIO MIRANDA MAGALHÃES JÚNIOR. Ministério da saúde secretaria de atenção à saúde portaria n 602 de 26 de junho de 2012.
- [12] Angelo Fernandez, Fabio B Jatene, e Mauro Zamboni. Diagnóstico e estadiamento do câncer de pulmão. *Jornal de Pneumologia*, 28:219–228, 2002.
- [13] MA d’Arsonval. Action physiologique des courants alternatifs. *CR Soc Biol*, 43:283–286, 1891.
- [14] Dorin Panescu, James G Whayne, Sidney D Fleischman, Mark S Mirotznik, David K Swanson, e John G Webster. Three-dimensional finite element analysis of current density and temperature distributions during radio-frequency ablation. *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, 42(9):879–890, 1995.
- [15] Ana González-Suárez, Juan J Pérez, Ramiro M Irastorza, Andre D’Avila, e Enrique Berjano. Computer modeling of radiofrequency cardiac ablation: 30 years of bioengineering research. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, page 106546, 2021.
- [16] Nader N Massarweh, Ned Cosgriff, e Douglas P Slakey. Electrosurgery: history, principles, and current and future uses. *Journal of the American College of Surgeons*, 202(3):520–530, 2006.
- [17] Sunil Nath, C Lynch 3rd, James G Whayne, e David E Haines. Cellular electrophysiological effects of hyperthermia on isolated guinea pig papillary muscle. implications for catheter ablation. *Circulation*, 88(4):1826–1831, 1993.
- [18] Ana González-Suárez, Enrique Berjano, Jose M Guerra, e Luca Gerardo-Giorda. Computational modeling of open-irrigated electrodes for radiofrequency cardiac ablation including blood motion-saline flow interaction. *PloS one*, 11(3):e0150356, 2016.
- [19] Sheldon K Hall, Ean Hin Ooi, e Stephen J Payne. A mathematical framework for minimally invasive tumor ablation therapies. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 42(5), 2014.
- [20] Harvey Cushing. Electrosurgery as an aid to the removal of intracranial tumors. *Surg. Gynecol. Obstet.*, 47:751–784, 1928.
- [21] David Haines. Biophysics of ablation: application to technology. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 15:S2–S11, 2004.

- [22] Juan J Pérez, ANDRE D’AVILA, Arash Aryana, Macarena Trujillo, e Enrique Berjano. Can fat deposition after myocardial infarction alter the performance of rf catheter ablation of scar-related ventricular tachycardia?: Results from a computer modeling study. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 27(8):947–952, 2016.
- [23] Eung Je Woo, Supan Tungjitkusolmun, Hong Cao, Jang-Zem Tsai, John G Webster, Vicken R Vorperian, e James A Will. A new catheter design using needle electrode for subendocardial rf ablation of ventricular muscles: finite element analysis and in vitro experiments. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 47(1):23–31, 2000.
- [24] Sylvain Labonté. A computer simulation of radio-frequency ablation of the endocardium. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 41(9):883–890, 1994.
- [25] Ana González-Suárez, Juan J Pérez, Ramiro M Irastorza, Andre D’Avila, e Enrique Berjano. Computer modeling of radiofrequency cardiac ablation: 30 years of bioengineering research. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 214:106546, 2022.
- [26] Macarena Trujillo e Enrique Berjano. Review of the mathematical functions used to model the temperature dependence of electrical and thermal conductivities of biological tissue in radiofrequency ablation. *International Journal of Hyperthermia*, 29(6):590–597, 2013.
- [27] Ronei Delfino da Fonseca. Deslocamento do roll off na ablação hepática por radiofrequência pelo controle da impedância. 2017.
- [28] Jayadeep Gopalakrishnan. A mathematical model for irrigated epicardial radiofrequency ablation. *Annals of biomedical engineering*, 30:884–893, 2002.
- [29] Shelley Yap, Jason KK Cheong, Ji J Foo, Ean T Ooi, e Ean H Ooi. The effects of the no-touch gap on the no-touch bipolar radiofrequency ablation treatment of liver cancer: a numerical study using a two compartment model. *Applied Mathematical Modelling*, 78:134–147, 2020.
- [30] Ean H Ooi, Khiy W Lee, Shelley Yap, Mahmoud A Khattab, Iman Y Liao, Ean T Ooi, Ji J Foo, Shalini R Nair, e Ahmad F Mohd Ali. The effects of electrical and thermal boundary condition on the simulation of radiofrequency ablation of liver cancer for tumours located near to the liver boundary. *Computers in biology and medicine*, 106:12–23, 2019.
- [31] Eugene H Wissler. Pennes’ 1948 paper revisited. *Journal of applied physiology*, 85(1):35–41, 1998.

- [32] Mohammad Vajdi, Farhad Sadegh Moghanlou, Fariborz Sharifianjazi, Mehdi Shahedi Asl, e Mohammadreza Shokouhimehr. A review on the comsol multiphysics studies of heat transfer in advanced ceramics. *Journal of Composites and Compounds*, 2(2):35–43, 2020.
- [33] Kinect Vision. Mesh motor. url<https://kinetic-vision.com/capabilities/finite-element-modeling/>, May 2023.
- [34] G Buchanan. Schaum’s outline of finite element analysis, schaum’s outline series, 1994.
- [35] Jacob Fish e Ted Belytschko. *A first course in finite elements*, volume 1. Wiley New York, 2007.
- [36] Edmund JF Dickinson, Henrik Ekström, e Ed Fontes. Comsol multiphysics®: Finite element software for electrochemical analysis. a mini-review. *Electrochemistry communications*, 40:71–74, 2014.
- [37] Yanling Schneider, Werner Wasserbäch, Siegfried Schmauder, Zhangjian Zhou, Reiner Zielke, e Wolfgang Tillmann. A numerical method to improve the representativeness of real microstructure cut-outs applied in finite element simulations. *Crystals*, 11(4):382, 2021.
- [38] COMSOL. Mesh motor. url<https://comsol.com>, February 2023.
- [39] Olgierd C Zienkiewicz, Robert L Taylor, e David Fox. *The finite element method for solid and structural mechanics*. Elsevier/Butterworth-Heinemann, 2014.
- [40] Fred Wittkamp e Hiroshi Nakagawa. Short high-power rf application, 2018.
- [41] ALMIR OLIVETTE A. de A. ARTERO. *INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL*. Editora Atlas S. A., São Paulo, SP, 5ª edition, 2009.
- [42] Iqbal H Sarker. Machine learning: Algorithms, real-world applications and research directions. *SN Computer Science*, 2(3):1–21, 2021.
- [43] Tomas Pranckevičius e Virginijus Marcinkevičius. Comparison of naive bayes, random forest, decision tree, support vector machines, and logistic regression classifiers for text reviews classification. *Baltic Journal of Modern Computing*, 5(2):221, 2017.
- [44] Danilo Bzdok, Martin Krzywinski, e Naomi Altman. Machine learning: supervised methods. *Nature methods*, 15(1):5, 2018.
- [45] Murilo Venturin. Aplicação de algoritmos de deep learning para estimativa do volume de dano térmico causado pela aplicação de rfa em ensaios pré-clínicos ex vivo. 2021.

- [46] Junjie Wu. *Advances in K-means clustering: a data mining thinking*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [47] Charu C Aggarwal e CRD Clustering. Algorithms and applications, 2014.
- [48] A Vahid Shahidi e Pierre Savard. A finite element model for radiofrequency ablation of the myocardium. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 41(10):963–968, 1994.
- [49] Macarena Trujillo, Jose Bon, Maria Jose Rivera, Fernando Burdío, e Enrique Berjano. Computer modelling of an impedance-controlled pulsing protocol for rf tumour ablation with a cooled electrode. *International Journal of Hyperthermia*, 32(8):931–939, 2016.
- [50] Dieter Georg Haemmerich. *Finite element modeling of hepatic radio frequency ablation*. The University of Wisconsin-Madison, 2001.
- [51] Dieter Haemmerich e Bradford J Wood. Hepatic radiofrequency ablation at low frequencies preferentially heats tumour tissue. *International journal of hyperthermia*, 22(7):563–574, 2006.
- [52] Urte Zurbuchen, Franz Poch, Ole Gemeinhardt, Martin E Kreis, Stefan M Niehues, Janis L Vahldieck, e Kai S Lehmann. Determination of the electrical conductivity of human liver metastases: impact on therapy planning in the radiofrequency ablation of liver tumors. *Acta Radiologica*, 58(2):164–169, 2017.