

**Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Mecânica**

**Modelo Computacional 3D Para Simulação do Fluxo
Sanguíneo Durante a Ablação Cardíaca Por
Radiofrequência: Explorando o Comportamento
Caótico Cardíaco com Hidrodinâmica Translacional**

Arthur da Costa Aguiar

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SISTEMAS MECATRÔNICOS**

Brasília
2024

Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Mecânica

**Modelo Computacional 3D para Simulação do Fluxo
Sanguíneo durante a Ablação Cardíaca por
Radiofrequência: Explorando o Comportamento
Caótico Cardíaco com Hidrodinâmica Translacional**

Arthur da Costa Aguiar

Dissertação de Mestrado submetida ao
Departamento de Engenharia Mecânica da
Universidade Brasília como parte dos requisitos
necessários para a obtenção do grau de Mestre

Orientadora: Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Brasília
2024

A769t Aguiar, Arthur da Costa .
Modelo Computacional 3D para Simulação do Fluxo Sanguíneo durante a Ablação Cardíaca por Radiofrequência: Explorando o Comportamento Caótico Cardíaco com Hidrodinâmica Translacional / Arthur da Costa Aguiar; orientadora Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. -- Brasília, 2024. 80 p.

Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-Graduação em Sistemas Mecatrônicos) -- Universidade de Brasília, 2024.

1. COMSOL 1. 2. VOSviewer 2. 3. Sistemas Não-Lineares 3. 4. Mecânica dos Fluídos 4. I. Suelia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, II. Título

Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Mecânica

**Modelo Computacional 3D para Simulação do
Fluxo Sanguíneo durante a Ablação Cardíaca por
Radiofrequência: Explorando o Comportamento
Caótico Cardíaco com Hidrodinâmica Translacional**

Arthur da Costa Aguiar

Dissertação de Mestrado submetida ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Brasília como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre.

Trabalho aprovado. Brasília, 05 de Março de 2024:

Profa. Dra. Suélia de Siqueira R. F. Rosa,
UnB/ENM
Orientadora

Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha, UnB/ENE
Examinador interno

Prof. Dr. Allisson Lopes de Oliveira,
IFTM
Examinador externo

Prof. Dra. Fátima Mrue,
UFG
Examinador externo

Brasília
2024

Que esta dedicação seja um tributo a todos aqueles que me ajudaram e me inspiraram ao longo desta jornada acadêmica, lembrando-me sempre de que o verdadeiro valor do conhecimento reside em sua capacidade de transformar vidas e abrir portas para um futuro diferente do que estamos habituados, longe da monotonia e com a elegância do saber.

Agradecimentos

Agradeço esta conquista a duas pessoas especiais que sempre acreditaram no poder da educação: minha mãe e meu pai que infelizmente já não está mais entre nós, mas cujas palavras, ensinamentos e sacrifícios, continuam a ecoar em minha jornada. Agradeço-lhes por incutirem em mim a importância de estudar para construir um futuro sólido, onde a educação e a sabedoria são pilares inabaláveis.

Quero expressar minha profunda gratidão ao meu orientador de formação como engenheiro civil, Juliano, cuja orientação e apoio foram fundamentais em minha trajetória acadêmica. Sua sabedoria e dedicação foram verdadeiras bússolas, guiando-me pelo caminho do conhecimento e do crescimento profissional.

À minha orientadora de mestrado Suélia, cuja presença e suporte foram indispensáveis, expresso minha sincera admiração e gratidão. Seu incentivo e orientação foram fundamentais para superar desafios e alcançar este marco em minha vida acadêmica.

Quero também dedicar este momento ao meu grande amigo de longa data, Alexandre, cuja amizade tem sido um porto seguro ao longo dos últimos dez anos. Sua companhia e apoio foram constantes fontes de inspiração e conforto.

Por fim, dedico esta conquista à minha noiva, minha parceira de vida, cujo amor e apoio incondicionais estiveram sempre ao meu lado, mesmo nos momentos em que estávamos fisicamente distantes. Sua presença tornou esta jornada ainda mais significativa e especial.

*“A preguiça é o pai do progresso. Se o homem não tivesse preguiça de caminhar,
não teria inventado a roda.”
(Mario Quintana)*

Resumo

A ablação cardíaca, um procedimento invasivo para tratar arritmias cardíacas, pode apresentar complicações, como lesões de estruturas vizinhas, arritmias induzidas e o risco de desenvolvimento de fístulas cardíacas. No pós-operatório, os pacientes podem enfrentar dor no peito, fadiga, possíveis recorrências de arritmias e complicações relacionadas aos medicamentos. Sabendo disso esta dissertação tem como objetivo desenvolver um modelo computacional 3D para simular o fluxo sanguíneo durante a Ablação Cardíaca por Radiofrequência (ACRF) e investigar o comportamento caótico cardíaco por meio da análise hidrodinâmica translacional. O modelo proposto permite explorar e compreender melhor as interações entre o eletrodo, os tecidos cardíacos, conjuntivos e esofágicos durante o procedimento de ACRF, fornecendo insights valiosos para aprimorar a eficácia e segurança do tratamento. Especificamente, a dissertação envolve a utilização do software COMSOL para simular a dinâmica do fluxo sanguíneo, aplicando hidrodinâmica e teoria do caos. A geometria e malha foram definidas, e as propriedades físicas relevantes são determinadas. Condições de contorno e iniciais adequadas seguiram o mesmo padrão sendo aplicadas e estabelecidas. O processo de ablação por radiofrequência foi modelado, levando em consideração as interações entre o eletrodo e os tecidos cardíacos, conjuntivos e esofágicos. Além disso, a teoria do caos foi integrada ao modelo para análises dos padrões complexos e o comportamento dinâmico do fluxo sanguíneo durante a ACRF. Com isto, foi realizada uma análise bibliométrica utilizando o software VOSviewer para identificar a falta de correlação entre temas relevantes, como ablação por radiofrequência, modelagem computacional, hidrodinâmica, sistema não-linear, pesquisa translacional e análise bibliométrica na literatura científica. O VOSviewer foi utilizado na dissertação para mapear a rede de coautoria e visualizar as interconexões entre os diferentes temas. Ele enfatizou a falta de conexões entre áreas como simulação computacional, teoria do caos e ablação por radiofrequência. Sendo realizado uma análise de coocorrência de palavras-chave utilizando o VOSviewer para identificar lacunas e tendências na pesquisa relacionada aos temas mencionados, destacando a escassez de estudos que abordem a interseção entre simulação computacional, pesquisa translacional, teoria do caos, mecânica dos fluidos, hemodinâmica e ablação por radiofrequência. Além disso, é identificado os principais periódicos e

conferências que publicam artigos sobre esses temas por meio da análise dos dados do VOSviewer, com o objetivo de compreender a distribuição da produção científica nessas áreas e identificar oportunidades de colaboração e intercâmbio de conhecimento. A análise bibliométrica feita no VOSviewer com suporte do software Excel revelou uma variedade de combinações de palavras-chave, algumas com uma quantidade significativa de artigos associados, enquanto outras mostraram uma contagem limitada de interconexões, sugerindo áreas-chave não exploradas. Essa lacuna no conhecimento ressalta a necessidade de investigações adicionais na área de ablação cardíaca por radiofrequência e modelagem computacional de sistemas não lineares. A simulação do comportamento da temperatura durante a ablação cardíaca por radiofrequência forneceu uma visão sobre a distribuição de pesquisa e considerações fundamentais para o sucesso do procedimento, destacando a importância do monitoramento da temperatura e da visualização do fluxo sanguíneo. Em suma, os resultados destacam a necessidade contínua de investigações interdisciplinares e estratégias que podem avançar na compreensão e prática da ablação cardíaca por radiofrequência, oferecendo oportunidades para melhorar os resultados clínicos e o cuidado com os pacientes, inclusive explorando o potencial das ferramentas de simulação para substituir os testes em animais vivos. Impressões sobre os estudos futuros foram moldadas pela análises de dados que surgiram juntamente das limitações embruscadas durante a pesquisa. Ao examinar os resultados obtidos na investigação bibliométrica e na simulação computacional, ficou claro que existem áreas específicas que carecem de maior atenção e desenvolvimento.

Palavras-chave: COMSOL. VOSviewers. Sistemas Não-Lineares. Mecânica dos fluidos.

Abstract

Radiofrequency cardiac ablation, an invasive procedure to treat cardiac arrhythmias, may present complications such as adjacent structure injuries, induced arrhythmias, and the risk of developing cardiac fistulas. Postoperatively, patients may experience chest pain, fatigue, potential arrhythmia recurrences, and medication-related complications. Therefore, this study aimed to develop a 3D computational model to simulate blood flow during Radiofrequency Cardiac Ablation (RFCA) and investigate chaotic cardiac behavior through translational hydrodynamic analysis. The proposed model allowed for a better exploration and understanding of interactions among the electrode, cardiac tissues, connective tissues, and esophagus during RFCA, providing valuable insights to enhance treatment efficacy and safety. Specifically, the dissertation involved using COMSOL software to simulate blood flow dynamics, applying hydrodynamics and chaos theory. Geometry and mesh were defined, and relevant physical properties were determined. Adequate boundary and initial conditions were established. The RF ablation process was modeled, considering interactions between the electrode and cardiac, connective, and esophageal tissues. Additionally, chaos theory was integrated into the model for analyses of complex patterns and dynamic blood flow behavior during RFCA. Consequently, a bibliometric analysis was conducted using VOSviewer to identify the lack of correlation among relevant topics such as radiofrequency ablation, computational modeling, hydrodynamics, nonlinear systems, translational research, and bibliometric analysis in the scientific literature. VOSviewer was employed in the dissertation to map co-authorship networks and visualize interconnections among different topics, emphasizing the lack of connections between areas like computational simulation, chaos theory, and radiofrequency ablation. A co-occurrence analysis of keywords using VOSviewer was performed to identify gaps and trends in research related to the mentioned topics, highlighting the shortage of studies addressing the intersection between computational simulation, translational research, chaos theory, fluid mechanics, hemodynamics, and radiofrequency ablation. Moreover, major journals and conferences publishing articles on these topics were identified through VOSviewer data analysis to understand the distribution of scientific production and identify opportunities for collaboration and knowledge exchange. The bibliometric analysis conducted in VOSviewer with Excel support revealed various

keyword combinations, some with a significant number of associated articles, while others showed limited interconnections, suggesting unexplored key areas. This knowledge gap underscores the need for further investigations in the field of radiofrequency cardiac ablation and computational modeling of nonlinear systems. Simulating temperature behavior during radiofrequency cardiac ablation provided insight into research distribution and fundamental considerations for procedure success, emphasizing the importance of temperature monitoring and blood flow visualization. In summary, the results underscore the ongoing need for interdisciplinary research and strategies to advance understanding and practice in radiofrequency cardiac ablation, offering opportunities to improve clinical outcomes and patient care, including exploring the potential of simulation tools to replace live animal testing. Insights into future studies were shaped by data analyses that arose alongside limitations encountered during research. Upon examining results from bibliometric investigation and computational simulation, it became evident that specific areas require greater attention and development.

Keywords: COMSOL. VOSviewers. Nonlinear Systems. Fluid Mechanics.

Resumen

La ablación cardíaca, un procedimiento invasivo para tratar arritmias cardíacas, puede presentar complicaciones como lesiones en estructuras adyacentes, arritmias inducidas y el riesgo de desarrollar fístulas cardíacas. En el posoperatorio, los pacientes pueden experimentar dolor en el pecho, fatiga, posibles recurrencias de arritmias y complicaciones relacionadas con medicamentos. Por lo tanto, este estudio tuvo como objetivo desarrollar un modelo computacional 3D para simular el flujo sanguíneo durante la Ablación Cardíaca por Radiofrecuencia (ACRF) e investigar el comportamiento caótico cardíaco a través del análisis hidrodinámico translacional. El modelo propuesto permitió explorar y comprender mejor las interacciones entre el electrodo, los tejidos cardíacos, los tejidos conectivos y el esófago durante el procedimiento de ACRF, proporcionando ideas valiosas para mejorar la eficacia y seguridad del tratamiento. Específicamente, la disertación implicó el uso del software COMSOL para simular la dinámica del flujo sanguíneo, aplicando hidrodinámica y teoría del caos. Se definieron la geometría y la malla, y se determinaron las propiedades físicas relevantes. Se establecieron condiciones de contorno e iniciales adecuadas. El proceso de ablación por radiofrecuencia se modeló, considerando las interacciones entre el electrodo y los tejidos cardíacos, conectivos y esofágicos. Además, la teoría del caos se integró en el modelo para analizar patrones complejos y el comportamiento dinámico del flujo sanguíneo durante la ACRF. En consecuencia, se realizó un análisis bibliométrico utilizando VOSviewer para identificar la falta de correlación entre temas relevantes como la ablación por radiofrecuencia, modelado computacional, hidrodinámica, sistemas no lineales, investigación translacional y análisis bibliométrico en la literatura científica. VOSviewer se empleó en la disertación para mapear redes de coautoría y visualizar interconexiones entre diferentes temas, enfatizando la falta de conexiones entre áreas como simulación computacional, teoría del caos y ablación por radiofrecuencia. Se realizó un análisis de co-ocurrencia de palabras clave utilizando VOSviewer para identificar brechas y tendencias en la investigación relacionada con los temas mencionados, resaltando la escasez de estudios que aborden la intersección entre simulación computacional, investigación translacional, teoría del caos, mecánica de fluidos, hemodinámica y ablación por radiofrecuencia. Además, se identificaron las principales revistas y conferencias que

publican artículos sobre estos temas mediante análisis de datos de VOSviewer, con el objetivo de comprender la distribución de la producción científica e identificar oportunidades de colaboración e intercambio de conocimientos. El análisis bibliométrico realizado en VOSviewer con soporte de Excel reveló diversas combinaciones de palabras clave, algunas con un número significativo de artículos asociados, mientras que otras mostraron interconexiones limitadas, sugiriendo áreas clave no exploradas. Esta brecha de conocimiento subraya la necesidad de investigaciones adicionales en el campo de la ablación cardíaca por radiofrecuencia y modelado computacional de sistemas no lineales. La simulación del comportamiento de la temperatura durante la ablación cardíaca por radiofrecuencia proporcionó una visión de la distribución de la investigación y consideraciones fundamentales para el éxito del procedimiento, destacando la importancia del monitoreo de la temperatura y la visualización del flujo sanguíneo. En resumen, los resultados subrayan la necesidad continua de investigaciones interdisciplinarias y estrategias para avanzar en la comprensión y práctica de la ablación cardíaca por radiofrecuencia, ofreciendo oportunidades para mejorar los resultados clínicos y el cuidado del paciente, incluida la exploración del potencial de las herramientas de simulación para reemplazar las pruebas en animales vivos. Las impresiones sobre futuros estudios se vieron afectadas por los análisis de datos que surgieron junto con las limitaciones encontradas durante la investigación. Al examinar los resultados de la investigación bibliométrica y la simulación computacional, quedó claro que hay áreas específicas que requieren una mayor atención y desarrollo.

Palabras clave: COMSOL. VOSviewer. Sistemas no lineales. Mecánica de fluidos.

Lista de ilustrações

Figura 1 - Tendências projetadas na prevalência da obesidade (IMC $\geq 30\text{kg}/\text{m}^2$)	30
Figura 2 - Projeção do IMC de 2020 a 2035.....	31
Figura 3 - Projeção da população mundial de 2020 a 2050	32
Figura 4 - Diferença entre a condução elétrica em um coração normal e um com FA.....	34
Figura 5 - Realização do procedimento de ablação por cateter, com inserimento do mesmo na artéria da perna	43
Figura 6 - Coração vista interior seção frontal	48
Figura 7 - Sistema de condução do coração.....	51
Figura 8 – Fluxograma do processo de Análise Bibliométrica.....	57
Figura 9 – Gráfico de distribuição de artigos por combinação de palavra-chaves.....	59
Figura 10 – Mapa de conexões VOSviewer	62
Figura 11 - Temperatura máxima e mínima	63
Figura 12 - Comportamento da temperatura durante os 30 segundos simulados.....	66
Figura 13 - Fluxo sanguíneo	66

Lista de tabelas

Tabela 1 - Influência da temperatura na viscosidade.....	20
Tabela 2 – Planilha com todas combinações executadas.....	61

Lista de abreviaturas e siglas

AC	Alternating Current
ACRF	Ablação por Cateter por Radiofrequência
AV	Atrioventricular
AVC	Acidente Vascular Cerebral
ECG	Eletrocardiograma
EUA	Estados Unidos da América
FA	Fibrilação Atrial
IMC	Índice de Massa Corporal
ONU	Organização das Nações Unidas
RF	Radiofrequência
SA	Sinoatrial
SBC	Sociedade Brasileira de Cardiologia
SVT	Supraventricular Tachycardia

Lista de símbolos

A	área sobre a qual a força atua
a_1, a_2, \dots, a_p	parâmetros do modelo
$C(n, k)$	combinações
E	energia total por unidade de massa
F	força
f_x, f_y, f_z	forças externas por unidade de massa
g	aceleração devida à gravidade
G	peso do material
h	altura do fluido em relação a um ponto de referência
k	condutividade térmica
m	massa do fluido
P	pressão estática do fluido
p	pressão do fluido
τ	tensor de tensão viscosa
T	temperatura
u, v, w	componentes da velocidade do fluido
V	volume ocupado pelo fluido
ν	viscosidade cinemática do fluido
ρ	densidade
γ	peso específico
$y(n)$	estado atual do sistema ou variável de interesse no tempo n
$y(n + 1)$	estado futuro determinado com base no estado atual $y(n)$
∂	derivada parcial
\vec{g}	vetor de aceleração devido à gravidade
\vec{p}	vetor de pressão

Sumário

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVO GERAL.....	17
1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO	17
2 MECÂNICA DOS FLUÍDOS	18
2.1 VISCOSIDADE	18
2.2 DENSIDADE	20
2.2.1 Fórmula da Densidade ou Massa específica	20
2.3 PESO ESPECÍFICO	21
2.4 PRESSÃO.....	22
2.5 EQUAÇÃO DE NAVIER-STOKES.....	23
2.5.1 Fluidos compressíveis	23
2.5.2 Fluidos incompressível.....	25
2.6 EQUAÇÃO DE BERNOULLI.....	26
3 FIBRILAÇÃO ATRIAL E SUA INCIDÊNCIA.....	29
3.1 FATORES DE RISCO E ASSOCIAÇÃO COM A OBESIDADE.....	29
3.2 DESAFIOS PARA O CONTROLE DA FA.....	31
3.3 IMPACTO DA FA NA QUALIDADE DE VIDA, COMPLICAÇÕES E CUSTOS ASSOCIADOS	33
3.4 ENTENDENDO A TEORIA DO CAOS: A ORDEM NA NÃO-LINEARIDADE.....	35
3.5 DESVENDANDO A COMPLEXIDADE CARDÍACA: APLICAÇÃO DA TEORIA DO CAOS NA ANÁLISE DA DINÂMICA FÍSICA E BIOLÓGICA.....	36
3.6 PROCESSAMENTO DE SINAL NÃO LINEAR EM DINÂMICA CARDÍACA	37
3.6.1 Encontrando o sinal e espaço.....	37
3.6.2 Classificando o sinal	38
3.6.3 Modelagem, previsão	38
4 ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA.....	40
4.1 ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA: UM PROCEDIMENTO INVASIVO.....	40
4.2 EVOLUÇÃO DA TÉCNICA DE ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA NA FIBRILAÇÃO ATRIAL	41
4.3 DESENVOLVIMENTO DA ABLAÇÃO POR CATETER POR RADIOFREQUÊNCIA (ACRF) NO BRASIL E O PAPEL DAS EFERMEIRAS.....	41

4.4 O PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO POR CATETER.....	43
5 ENTENDENDO O CORAÇÃO.....	45
5.1 OS SEPTOS DIVIDEM AS CAVIDADES DO CORAÇÃO	46
5.2 DESCRIÇÃO DOS VENTRÍCULOS E SUAS VÁLVULAS	47
5.3 DESCRIÇÃO DOS ÁTRIOS E SEU PAPEL NA CIRCULAÇÃO	48
5.4 A DIÁSTOLE E A SÍSTOLE NO CICLO CARDÍACO.....	49
5.5 O SISTEMA DE CONDUÇÃO DO CORAÇÃO.....	50
6 ECG COMO FERRAMENTA DE DIAGNÓSTICO PRÉ-ACRF.....	52
6.1 FUNCIONAMENTO DO ECG.....	52
6.2 COMPOSIÇÃO DO ECG	53
6.3 DEPOLARIZAÇÃO E REPOLARIZAÇÃO.....	53
6.4 ELETROCARDIOGRAMA NA AVALIAÇÃO CARDÍACA.....	53
6.5 REGISTRO DO ECG.....	54
7 MATERIAIS E MÉTODOS.....	56
7.1 METODOLOGIA BIBLIOMÉTRICA:.....	56
7.2 MÉTODOS DE MODELAGEM E SIMULAÇÃO	58
7.2.1 Desenvolvimento e Implementação do Modelo Matemático.....	58
7.2.2 Análise dos Resultados e Protocolos de Monitoramento/Controle.....	58
8 RESULTADOS.....	59
8.1 IMPACTO DAS PALAVRAS-CHAVE NA PESQUISA CIENTÍFICA: ANÁLISE BIBLIOMÉTRICA NA BASE DE DADOS SCOPUS	59
8.2 MAPEAMENTO DE CONEXÕES VOSVIEWER	62
8.3 SIMULAÇÃO COMSOL.....	63
9 CONCLUSÕES	68
9.1 LIMITAÇÕES	69
9.2 ESTUDOS FUTUROS.....	70
REFERÊNCIAS.....	71

1 Introdução

A Ablação por cateter por Radiofrequência (ACRF) é um procedimento terapêutico utilizado no tratamento de diversas arritmias cardíacas, incluindo a fibrilação atrial. Durante esse procedimento, um cateter com um eletrodo na ponta é inserido no coração e utilizado para aplicar energia de radiofrequência em regiões específicas, com o objetivo de interromper os circuitos elétricos anormais responsáveis pelas arritmias [26] [28].

Embora a ACRF tenha se mostrado eficaz em muitos casos, ainda existem desafios a serem superados para aprimorar sua eficácia e segurança. A compreensão detalhada do fluxo sanguíneo durante o procedimento é de extrema importância, uma vez que a distribuição da energia de radiofrequência, os efeitos térmicos e mecânicos resultantes e a interação com os tecidos circundantes dependem diretamente do padrão de fluxo sanguíneo local [35] [58] [60].

Nesse contexto, a utilização de modelos computacionais 3D para simular o fluxo sanguíneo durante a ACRF surge como uma abordagem promissora. Esses modelos permitem uma análise detalhada da hidrodinâmica translacional, considerando a geometria do coração, a distribuição das artérias e veias, bem como as propriedades reológicas do sangue. Ao simular o fluxo sanguíneo em um ambiente virtual, é possível investigar diferentes cenários, otimizar os parâmetros do procedimento e avaliar o impacto das alterações anatômicas individuais.

Além disso, o comportamento do sistema cardíaco durante a ACRF apresenta características complexas e dinâmicas, que podem ser estudadas através da aplicação da teoria do caos. Essa teoria do é um ramo da matemática que investiga sistemas não-lineares que exibem comportamento aparentemente aleatório e altamente sensível às condições iniciais [53] [54]. Ao integrar a teoria do caos à análise da hidrodinâmica cardíaca durante a ACRF, é possível identificar padrões caóticos, fronteiras de transição e fenômenos de sincronização que podem fornecer informações valiosas sobre a natureza da arritmia e a eficácia do tratamento.

No entanto, apesar da relevância e do potencial dessas abordagens, a literatura científica carece de estudos interdisciplinares que explorem a interseção entre simulação computacional, teoria do caos e ACRF. A pesquisa translacional desempenha um papel

fundamental nesse contexto, ao facilitar a integração de conhecimentos e técnicas de diferentes áreas, como engenharia, medicina e matemática. Essa abordagem permite a transferência de descobertas científicas para a prática clínica, contribuindo para a diminuição do uso de seres vivos em experimentos e aumentando a aplicação de simulações computacionais, que são ferramentas éticas, econômicas e eficientes para o estudo da ACRF.

1.1 Objetivo geral

Esta dissertação desenvolve um modelo computacional 3D para simular o fluxo sanguíneo durante a ACRF, investigando o comportamento caótico cardíaco e melhorando a compreensão das interações entre o eletrodo, tecidos cardíacos e esofágicos. Além disso, uma análise bibliométrica será conduzida para identificar lacunas entre temas como fibrilação atrial, teoria do caos, simulação computacional e ablação por radiofrequência, promovendo abordagens interdisciplinares e colaboração na pesquisa.

1.2 Objetivo específico

Os objetivos específicos para alcançar os achados dessa dissertação são apresentados a seguir o que contribui para o avanço do conhecimento nessa área e para o desenvolvimento do uso de ferramentas interdisciplinares tais como: bibliográficas, físicas e simulação.

1. Realizar uma análise bibliométrica para examinar o estado atual da literatura científica e identificar lacunas de pesquisa.
2. Mapear as áreas de sobreposição entre os temas de fibrilação atrial, teoria do caos, simulação computacional e ablação por radiofrequência para destacar oportunidades de investigação.
3. Analisar simulações computacionais realizadas do modelo 3D desenvolvido, proporcionando uma compreensão mais detalhada das interações complexas durante a ACRF.

2 Mecânica dos fluídos

No estudo da mecânica dos fluidos é importante definir o que é um fluido. Líquidos e gases são fluidos tecnicamente, outros materiais como o vidro podem ser considerados fluidos [45]. Mecânica dos Fluidos é a ciência que estuda o comportamento físico dos fluídos, assim como as leis que regem esse comportamento [46]. Fluido é uma substância que não tem uma forma própria, assume o formato do recipiente e está continuamente sob uma tensão de cisalhamento [45] [46].

Quando os fluidos estão em repouso ou mesmo em movimento, algumas propriedades são necessárias para caracterizar o seu comportamento. Propriedades como a pressão em um ponto ou a densidade em um ponto da massa fluida são muito utilizadas [45].

Para ilustrar o papel da mecânica dos fluidos na ablação por cateter de radiofrequência, podemos fazer uma analogia com um projeto de ponte na engenharia civil. Assim como o fluxo de água em torno de pilares de uma ponte influencia sua estabilidade e resistência às forças externas, o fluxo sanguíneo ao redor do cateter durante a ablação impacta diretamente a distribuição de calor e a eficácia do tratamento. Da mesma forma que engenheiros consideram os padrões de fluxo de água para projetar pontes mais seguras e duráveis, os especialistas em ablação devem levar em conta a mecânica dos fluidos cardíacos para otimizar o posicionamento e os parâmetros do cateter, garantindo uma ablação eficiente e minimizando complicações. Essa analogia destaca a importância de entender as características do fluido circundante tanto na engenharia civil quanto na medicina intervencionista, evidenciando a interdisciplinaridade dessas áreas para alcançar resultados eficazes e seguros.

2.1 Viscosidade

A viscosidade é uma característica fundamental dos fluidos, que se refere ao transporte microscópico de quantidade de movimento por difusão molecular [46]. Em termos simples, ela quantifica a resistência de um fluido à deformação causada por um torque e é comumente associada à "grossura" ou à resistência ao escoamento [48]. Em

essência, a viscosidade descreve a resistência interna de um fluido ao fluxo, podendo ser vista como uma medida do atrito do fluido [48].

A lei de Newton da viscosidade estabelece uma relação proporcional entre tensão, cisalhamento e o gradiente da velocidade [46]. Em outras palavras, a viscosidade é a propriedade responsável pela resistência ao movimento dos fluidos [47]. Fluidos com alta viscosidade, como diesel e glicerina, não fluem facilmente, enquanto fluidos com baixa viscosidade, como água e etanol, apresentam um fluxo mais fácil [47]. A viscosidade de fluidos newtonianos é caracterizada pelo coeficiente de viscosidade dinâmica (μ : N·s/m²) e pelo coeficiente de viscosidade cinemática (ν : m²/s) [47].

As diferenças no comportamento dos fluidos em escoamento podem ser atribuídas às suas propriedades intrínsecas [45]. Embora fluidos como água e óleo compartilhem características semelhantes, como a massa específica (ρ : kg/m³) [45], seus comportamentos durante o escoamento são notavelmente distintos [45]. A viscosidade (μ : N·s/m²) é uma das propriedades fundamentais que influenciam significativamente o comportamento dos fluidos em escoamento [45].

É importante observar que a viscosidade não é uma propriedade observável em um fluido em repouso, uma vez que ele sempre se deforma quando submetido a uma força tangencial [46].

Dito isso a influência da viscosidade no processo de ablação por cateter de radiofrequência, podemos recorrer a um paralelo com a engenharia civil. Assim como diferentes tipos de solo apresentam viscosidades variadas, o que influencia a forma como uma estrutura é construída sobre eles, o tecido cardíaco também exibe variações na viscosidade, afetando a distribuição e dissipação de calor durante a ablação. Por exemplo, tecidos mais densos e fibrosos podem apresentar uma viscosidade maior, dificultando a penetração e a dissipação eficiente da energia do cateter. Essa analogia evidencia a importância de considerar as propriedades viscoelásticas do tecido cardíaco na engenharia do procedimento de ablação, visando garantir uma intervenção precisa e segura, assim como se faz ao projetar uma estrutura sobre diferentes tipos de solo na engenharia civil.

Tabela 1 - Influência da temperatura na viscosidade

Temperatura °C	μ (N.s.m ⁻²).10 ⁻⁶	ν (m ² .s ⁻¹).10 ⁻⁹
0	1791	1792
2	1674	1673
4	1566	1567
10	1308	1308
15	1144	1146
20	1008	1007
40	653	657
60	469	478
70	407	416
90	317	328
100	284	296

Fonte: elaborado pelo autor, 2023

2.2 Densidade

A densidade afeta diretamente o comportamento dos fluidos, pois determina como eles respondem às forças externas, como a gravidade [45] [46]. Fluidos com densidade maior tendem a afundar em fluidos com densidade menor. A densidade também é fundamental em aplicações que envolvem flutuação, como a de objetos em líquidos [45] [46].

2.2.1 Fórmula da Densidade ou Massa específica

A fórmula que representa a densidade é a seguinte:

$$\rho = m/V \quad (1)$$

Onde:

ρ é a densidade

m é a massa do fluido
 V é o volume ocupado pelo fluido

Ao entendermos tópico da densidade no contexto da ablação por cateter de radiofrequência, podemos comparar as variações de densidade no tecido cardíaco com os diferentes tipos de solo em projetos de engenharia civil. Assim como diferentes solos possuem densidades distintas, afetando a estabilidade e a capacidade de suportar cargas estruturais, o tecido cardíaco também pode apresentar variações de densidade que influenciam a eficácia da ablação. Por exemplo, regiões do coração com maior densidade podem absorver mais calor do cateter, resultando em uma lesão térmica mais extensa, enquanto regiões menos densas podem exigir ajustes nos parâmetros do procedimento para garantir uma ablação adequada. Portanto, compreender as variações de densidade no tecido cardíaco é crucial para planejar e executar a ablação de forma precisa e segura, assim como ocorre ao considerar a densidade do solo em projetos de engenharia civil para garantir a estabilidade das estruturas construídas sobre ele. Essa analogia destaca a importância de incorporar princípios interdisciplinares na prática médica, especialmente em intervenções complexas como a ablação por cateter de radiofrequência, para alcançar resultados eficazes e duradouros.

2.3 Peso específico

O peso específico de um material, representado pela letra gama (γ), é uma medida fundamental na caracterização dos fluidos e influencia significativamente seu comportamento sob a influência de forças externas, como a gravidade [45].

$$\gamma = G/V \quad (2)$$

Onde:

γ é o peso específico

- G é o peso do material
 V é o volume ocupado pelo fluido

Sabendo como diferentes materiais de construção têm pesos específicos distintos, o tecido cardíaco também pode apresentar variações nesse aspecto, influenciando a distribuição e a absorção de energia durante a ablação. Por exemplo, áreas do coração com maior peso específico podem absorver mais calor do cateter, exigindo ajustes nos parâmetros durante o procedimento para garantir uma lesão térmica eficaz.

2.4 Pressão

A pressão, uma grandeza essencial na mecânica dos fluidos, representa a distribuição da força que atua de forma perpendicular sobre uma superfície específica [45]. Geralmente medida em quilopascals (kPa), a pressão possui semelhanças com a tensão de cisalhamento, mas a principal distinção reside na direção em que a força é aplicada: na pressão, a força age perpendicularmente à superfície, enquanto na tensão de cisalhamento, a força é paralela à superfície [45] [46]. Ambas desempenham funções críticas na análise dos efeitos das forças em materiais sólidos e fluidos, contribuindo para a compreensão do comportamento desses materiais em diversas situações físicas.

$$P = F/A \quad (3)$$

Onde:

- P é a pressão
 F é a força
 A é a área sobre a qual a força atua

A pressão no quesito ablação por cateter de radiofrequência, podemos comparar os efeitos da pressão no tecido cardíaco com os desafios enfrentados em projetos de

engenharia civil relacionados à resistência dos materiais. Assim como a pressão exercida sobre uma estrutura influencia sua estabilidade e integridade, a pressão aplicada durante a ablação afeta a distribuição de calor e a extensão da lesão térmica no coração. Por exemplo, altas pressões podem comprimir o tecido ao redor do cateter, dificultando a penetração da energia e exigindo ajustes nos parâmetros do procedimento.

2.5 Equação de Navier-Stokes

2.5.1 Fluidos compressíveis

A equação de Navier-Stokes desempenha um papel fundamental na descrição do comportamento de fluidos reais [46]. Ela é utilizada para modelar escoamentos laminares, onde os movimentos das partículas do fluido são previsíveis, considerando as tensões de cisalhamento resultantes das diferenças nas velocidades entre as partículas [46] [49]. Esta equação é especialmente relevante em situações em que a viscosidade do fluido desempenha um papel significativo na dinâmica do fluido, como em problemas que envolvem fluidos reais [46] [49].

A Equação de Continuidade, que descreve a conservação da massa em um sistema fluido, afirma que a variação da densidade do fluido ao longo do tempo, somada ao fluxo de massa através de uma superfície, é igual a zero [46] [50]. Isso implica que a massa do fluido é preservada, e essa equação é aplicável tanto a fluidos compressíveis quanto incompressíveis.

As Equações de Momentum, que descrevem a conservação do momento (ou quantidade de movimento) nas direções x , y e z [46], explicam como a velocidade do fluido muda ao longo do tempo devido às forças aplicadas, como pressão, tensão viscosa, gravidade e forças externas. Essas equações podem ser usadas tanto para fluidos compressíveis quanto incompressíveis, embora sua forma exata possa variar dependendo das características específicas do fluido [46].

Equação de Continuidade (Conservação de Massa):

$$\partial\rho/\partial t + \nabla \cdot (\rho V) = 0 \quad (4)$$

Onde:

ρ é a densidade do fluido.

V é o vetor de velocidade do fluido.

Equação de Momentum (Conservação do Momento):

$$\partial(\rho u)/\partial t + \nabla \cdot (\rho u \vec{u}) = \nabla p + \nabla \cdot \tau + \rho g^x \quad (5)$$

$$\partial(\rho v)/\partial t + \nabla \cdot (\rho v \vec{v}) = \nabla p + \nabla \cdot \tau + \rho g^y \quad (6)$$

$$\partial(\rho w)/\partial t + \nabla \cdot (\rho w \vec{w}) = \nabla p + \nabla \cdot \tau + \rho g^z \quad (7)$$

Onde:

u, v, w são as componentes da velocidade do fluido nas direções x, y e z , respectivamente.

ρ é a densidade do fluido (que varia com a temperatura e pressão).

p é a pressão do fluido.

τ é o tensor de tensão viscosa.

g^x é o vetor de aceleração devido à gravidade.

Equação de Energia (Conservação de Energia):

$$\partial(\rho E)/\partial t + \nabla \cdot (\rho E \vec{v}) = \nabla \cdot (k \nabla T) + \tau : \nabla u + \rho g^x \cdot V \partial(p^x \cdot V)/\partial t \quad (8)$$

Onde:

E é a energia total por unidade de massa.

T é a temperatura.

k é a condutividade térmica.

τ é o tensor de tensão viscosa.

p^x é o vetor de pressão.

$g^{\vec{}}$ é o vetor de aceleração devido à gravidade.

2.5.2 Fluidos incompressível

Equação de Continuidade:

$$\nabla \cdot V = 0 \quad (9)$$

Equação de Momentum (x):

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u\nabla \cdot u = \nabla p/\rho + \nu \nabla^2 u + fx \quad (10)$$

Equação de Momentum (y):

$$\frac{\partial v}{\partial t} + v\nabla \cdot v = \nabla p/\rho + \nu \nabla^2 v + fy \quad (11)$$

Equação de Momentum (z):

$$\frac{\partial w}{\partial t} + w\nabla \cdot w = \nabla p/\rho + \nu \nabla^2 w + fz \quad (12)$$

Onde:

u, v, w são as componentes da velocidade do fluido nas direções x, y e z , respectivamente.

p é a pressão do fluido.

ρ é a densidade do fluido (assumida constante para um fluido incompressível).

ν é a viscosidade cinemática do fluido.

fx, fy, fz representam as forças externas por unidade de massa atuando nas direções x, y e z , respectivamente.

Entender os princípios dos fluidos, incluindo os descritos pelas equações de Navier-Stokes, é crucial tanto na engenharia civil quanto na ablação por cateter de radiofrequência. Para fluidos compressíveis, como gases, as equações de Navier-Stokes, juntamente com a

equação da continuidade, equação do momento e equação de energia, são utilizadas para descrever o comportamento dos fluidos sob diferentes condições de temperatura e pressão. Na engenharia civil, essas equações são aplicadas em sistemas de distribuição de ar condicionado, onde o fluxo de ar em dutos e condutas deve ser projetado com precisão para garantir o conforto térmico em edifícios. Da mesma forma, na ablação cardíaca, compreender essas equações é essencial para modelar o fluxo sanguíneo ao redor do cateter, garantindo uma distribuição uniforme de calor e uma ablação eficaz.

Por outro lado, para fluidos incompressíveis, como a água em sistemas de distribuição de água potável, as equações de Navier-Stokes ainda são aplicáveis, mas a equação de energia pode ser simplificada devido à incompressibilidade do fluido. Essas equações são cruciais para projetar sistemas hidráulicos eficientes em engenharia civil, garantindo o fornecimento adequado de água para comunidades. Na ablação cardíaca, entender as equações de Navier-Stokes para fluidos incompressíveis permite prever e controlar o fluxo sanguíneo ao redor do cateter, garantindo uma ablação precisa e minimizando os riscos para o paciente.

2.6 Equação de Bernoulli

O princípio de Bernoulli é um conceito fundamental na mecânica dos fluidos que descreve a relação entre a pressão, a velocidade e a altura de um fluido em movimento [45] [51]. Ele é essencial para entender o comportamento dos fluidos em tubos ou dutos, bem como em várias outras aplicações na engenharia e na física.

O princípio de Bernoulli afirma que, em um fluido incompressível (ou seja, com densidade constante) e não viscoso (sem atrito viscoso significativo), a soma da pressão estática, da energia cinética e da energia potencial por unidade de volume em um ponto ao longo de uma linha de corrente é constante [45] [46] [51].

Equação princípio de Bernoulli pode ser expresso por:

$$P + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho gh = \text{constante} \quad (13)$$

Onde:

P é a pressão estática do fluido.

ρ é a densidade do fluido.

v é a velocidade do fluido.

g é a aceleração devida à gravidade.

h é a altura do fluido em relação a um ponto de referência.

A mecânica dos fluidos, um ramo fundamental da engenharia civil, fornece a base teórica para entender o comportamento do fluxo sanguíneo dentro do sistema cardiovascular. Ao aplicar os princípios da mecânica dos fluidos, como a conservação de massa e a conservação da energia, os engenheiros podem descrever e analisar os padrões de fluxo sanguíneo durante a ablação por cateter de radiofrequência. Aqui, a Equação de Bernoulli desempenha um papel crucial, permitindo avaliar a distribuição de pressão e a energia do fluxo sanguíneo ao longo do procedimento.

No entanto, a aplicação direta da mecânica dos fluidos como Equação de Bernoulli ao sistema cardiovascular enfrenta desafios devido à natureza caótica e não linear das arritmias cardíacas como em paciente com fibrilação atrial. A teoria do caos revela que pequenas variações nas condições iniciais de um sistema podem levar a resultados significativamente diferentes ao longo do tempo. No contexto cardíaco, isso significa que arritmias aparentemente imprevisíveis podem surgir de interações complexas entre elementos do sistema, mesmo quando os princípios básicos da mecânica dos fluidos são aplicados.

Essa imprevisibilidade é agravada pela natureza não linear do sistema cardiovascular. Enquanto a Equação de Bernoulli pode oferecer insights valiosos sobre o fluxo sanguíneo em condições ideais, a dinâmica do coração durante a ablação por cateter de radiofrequência frequentemente desafia modelos simplificados e lineares. Pequenas variações nos parâmetros do sistema, como a posição do cateter ou a densidade do tecido cardíaco, podem resultar em mudanças significativas na resposta do coração, tornando a previsão e o controle do procedimento uma tarefa complexa.

A integração da mecânica dos fluidos com a teoria do caos e sistemas não lineares é crucial para entender a dinâmica cardíaca durante a ablação por cateter de radiofrequência. Os engenheiros, ao considerarem a complexidade do sistema cardiovascular e incorporarem conceitos da teoria do caos e sistemas não lineares, podem oferecer novas perspectivas para

técnicas de ablação mais eficazes e seguras, incluindo o uso de modelos computacionais avançados como software COMSOL e métodos de controle não linear em tempo real.

Em suma, a interação entre a mecânica dos fluidos e seus diferentes conceitos, a teoria do caos e os sistemas não lineares oferecem uma perspectiva abrangente e interdisciplinar, destacando a necessidade de translação do conhecimento de diversas áreas para o estudo e aprimoramento da ablação por cateter de radiofrequência. Ao integrar esses conceitos, os profissionais podem desempenhar um papel fundamental no avanço da medicina intervencionista, promovendo procedimentos mais seguros e eficazes para o tratamento de arritmias cardíacas.

3 Fibrilação Atrial e sua incidência

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC), a Fibrilação Atrial (FA) é uma doença de alta incidência no Brasil, afetando 648 em cada 100 mil habitantes [1]–[3]. Estima-se que 2,5% da população mundial tenha essa cardiopatia, e sua ocorrência está associada ao envelhecimento [4] [1]. A FA é caracterizada por impulsos elétricos anormais nos átrios, resultando em contrações irregulares e, muitas vezes, anormalmente rápidas dos cardiomiócitos atriais [7] [8]. Isso leva a sintomas como frequência cardíaca irregular, palpitações, tontura, falta de ar e cansaço [13].

A alta incidência de Fibrilação Atrial (FA) no Brasil e em todo o mundo destaca a necessidade urgente de aumentar a conscientização sobre essa condição entre profissionais de saúde e o público em geral. É preocupante que muitas pessoas possam estar vivendo com FA sem diagnóstico ou tratamento adequado, o que ressalta a necessidade de uma abordagem multifacetada, que inclui educação pública, avanços na tecnologia médica e pesquisas contínuas interdisciplinares para uma melhor compreensão desta condição complexa. Espero que esta dissertação contribua para esse esforço coletivo, oferecendo novos insights e perspectivas sobre o diagnóstico e tratamento da FA.

3.1 Fatores de risco e associação com a obesidade

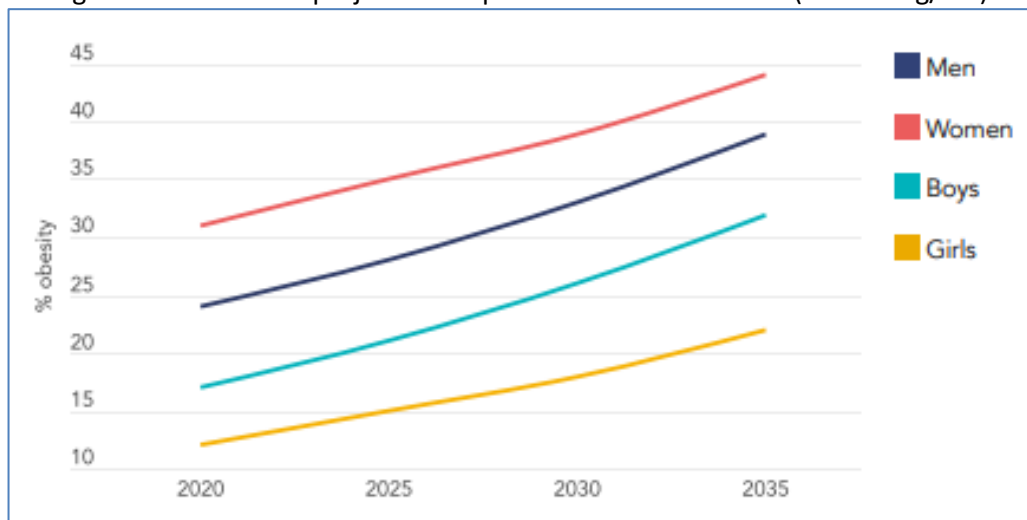
A obesidade, definida como índice de massa corporal (IMC) superior a 30 kg/m², mostra uma clara associação com a ocorrência de FA [17]. Uma importante metanálise incluindo 51 estudos e 626.603 indivíduos demonstrou um aumento no risco de FA em 29% para cada aumento de 5 unidades no IMC. Além do mais, o risco de FA pós-operatória e pós-ablação também foi 10% e 13% maior, respectivamente, para o mesmo aumento de peso [14] [17].

Hoje no Brasil, estima-se que entre 0,5 a 1% da população tenha obesidade grau III, ou obesidade mórbida. O consumo de alimentos ultra processados pode aumentar em 45% o risco de obesidade para adolescentes [16]. Contudo, este número já foi muito menor. Desde a década de 70 até hoje, estima-se que o número de obesos mórbidos no Brasil

aumentou significativamente em 255% [15] [16] [17]. Sendo que até 2035 é estimado que 41% dos adultos tenham problemas com excesso de peso, aumentando em 2,8% o número por adulto de 2020 a 2035 [45].

A associação entre obesidade e fibrilação atrial destaca a importância de abordar os fatores de risco modificáveis para mitigar os impactos negativos na saúde cardiovascular. Além disso, a correlação entre obesidade e complicações pós-operatórias, como fibrilação atrial pós-ablação, ressalta a necessidade de considerar a saúde metabólica dos pacientes antes de procedimentos cardíacos invasivos. É essencial adotar uma abordagem holística que não apenas trate a obesidade, mas também outros fatores de risco modificáveis, como tabagismo, sedentarismo e dieta pouco saudável, visando reduzir a incidência de fibrilação atrial e melhorar a saúde cardiovascular da população. O aumento do risco de fibrilação atrial com o índice de massa corporal (IMC) reforça a importância de programas de prevenção e intervenção voltados para o controle do peso e promoção de estilos de vida saudáveis. Esta abordagem integrada é crucial para alcançar melhores resultados clínicos e qualidade de vida para os pacientes afetados por esta condição cardiovascular.

Figura 1 - Tendências projetadas na prevalência da obesidade ($IMC \geq 30 \text{kg/m}^2$)



Fonte: Lobstein, T., Jackson-Leach, R., Powis, J., Brinsden, H., & Gray, M. (2023). World Obesity Atlas 2023, p. 60.

Figura 2 - Projeção do IMC de 2020 a 2035



Fonte: Poder360 (<https://www.poder360.com.br/internacional/metade-da-populacao-mundial-estara-obesa-em-2035-diz-estudo/>).

3.2 Desafios para o controle da FA

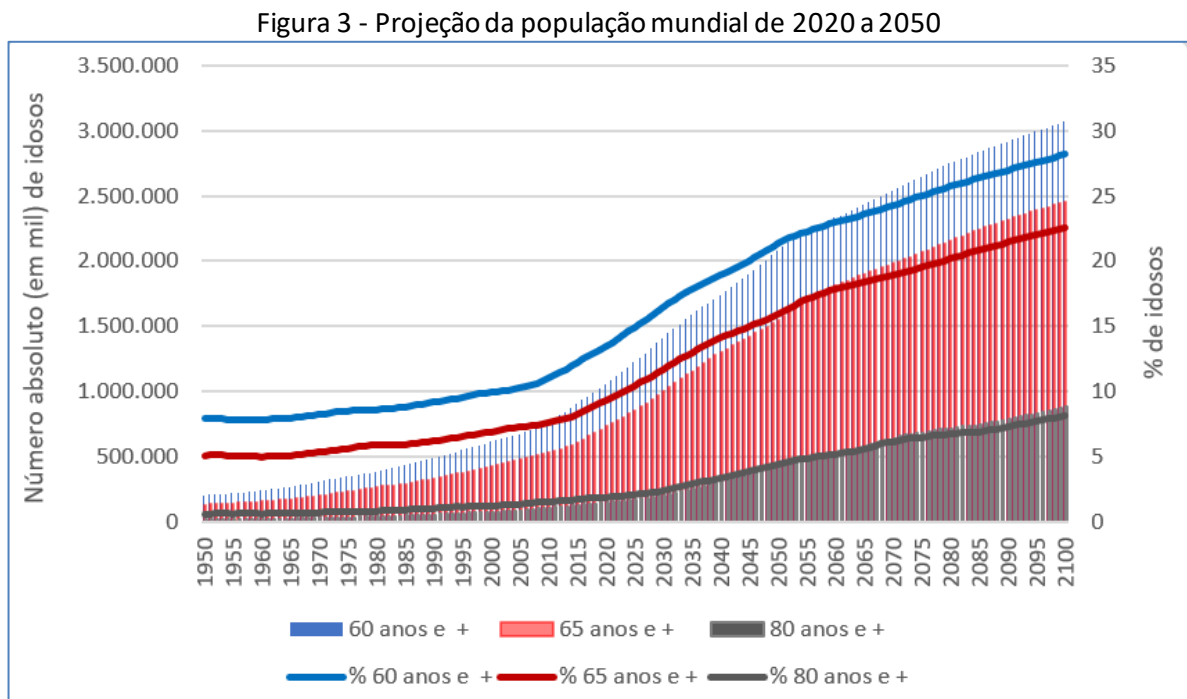
A fibrilação atrial (FA) é a arritmia cardíaca sustentada mais frequente, responsável por 33% de todas as internações por arritmia. Ocorre entre 1% e 2% na população geral, aumentando significativamente com o envelhecimento e com a presença de doenças cardíacas [10] [11] [12] [13] [19] [22].

A FA é uma arritmia cardíaca caracterizada pela completa desorganização da atividade elétrica dos átrios (câmaras superiores do coração) e consequente perda da contração atrial. A FA está associada ao Acidente Vascular Cerebral (AVC) em pacientes com fatores de risco (idosos, coração dilatado, pressão alta, diabetes, etc.) e ao desenvolvimento de insuficiência cardíaca (coração fraco) [10] [11].

Com o envelhecimento populacional, há projeções alarmantes para as décadas futuras [9] [18]. Estima-se que o número de pacientes com FA acima de 55 anos mais que dobre até 2060, o que exigirá um significativo consumo de recursos públicos para o controle

da doença [9]. A FA é conhecida pelas suas repercussões clínicas, incluindo um aumento médio de quatro vezes na chance de ocorrer um AVC devido aos fenômenos tromboembólicos [9]. Além disso, a FA está associada a um maior risco de mortalidade e a complicações como insuficiência cardíaca [9] [19].

O gráfico abaixo mostra o crescimento absoluto (barras e eixo esquerdo) e o crescimento percentual (linhas e eixo direito) dos idosos em três categorias: 60 anos e mais, 65 anos e mais e 80 anos e mais. Nota-se que o crescimento registrado e projetado é impressionante no período de 150 anos, mas o ritmo do envelhecimento na segunda metade do século XX, que ainda se dava de forma lenta, se transformou em crescimento acelerado ao longo do século XXI, conforme dados da Divisão de População da Organização das Nações Unidas (ONU) [23].



Fonte: UN/POP Division: World Population Prospect 2019 (<https://population.un.org/wpp2019/>).

Os desafios para o controle da Fibrilação Atrial (FA) delineados neste tópico destacam a crescente preocupação em lidar com uma condição cardíaca que está se tornando cada vez mais prevalente, especialmente entre a população idosa além de outros fatores citados no tópico anterior. O envelhecimento populacional, conforme ilustrado pelo gráfico apresentado, representa um desafio adicional para o controle da FA, pois essa condição está intrinsecamente ligada ao envelhecimento e à presença de outras doenças cardíacas.

Portanto, é essencial que os sistemas de saúde desenvolvam abordagens adaptáveis e sustentáveis para lidar com o aumento da carga de FA, ao mesmo tempo em que priorizam a prevenção e o gerenciamento eficaz dos fatores de risco associados.

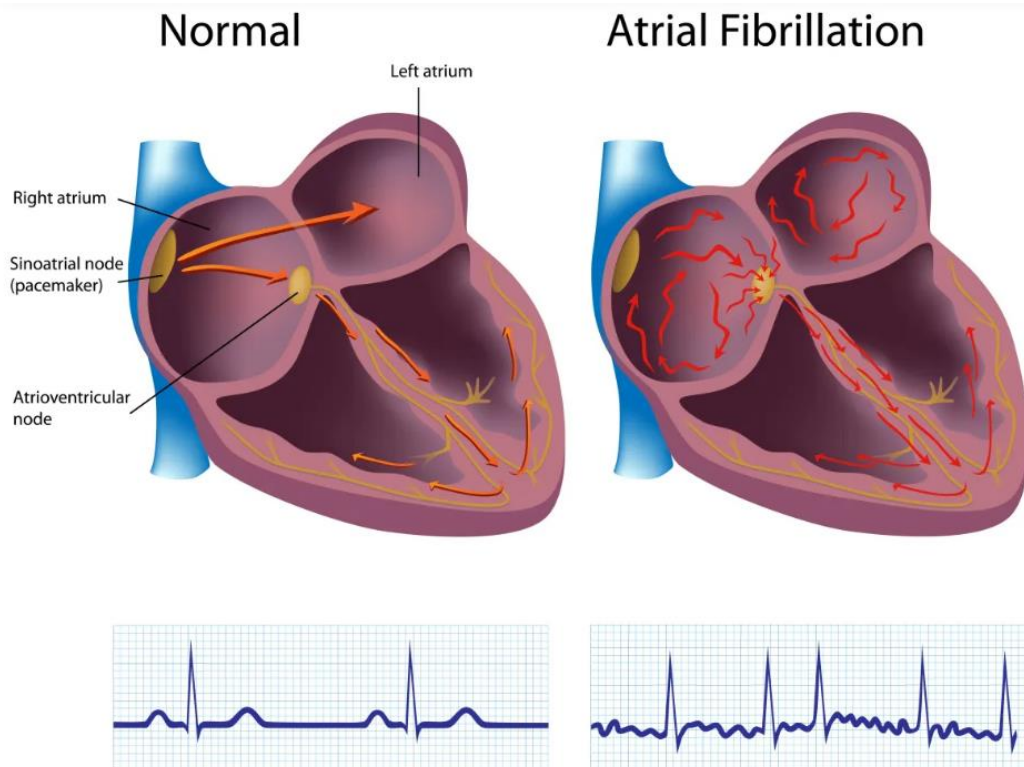
3.3 Impacto da FA na qualidade de vida, complicações e custos associados

O estudo realizado nos Estados Unidos da América (EUA) com idosos acima dos 65 anos de idade com a FA apresentou dados significativos [20]. Foi constatado um aumento anual de 0,3% na prevalência da doença, resultando em um crescimento absoluto de 4,5% entre os anos de 1993 e 2007 [20]. Estima-se que, até 2050, aproximadamente 15 milhões de pessoas nos EUA serão afetadas pela FA [20] [22]. Além disso, os dados revelaram que as doenças cardíacas têm um custo anual de US\$ 26 bilhões no país, sendo que a FA representa 1% desse total [20]. Diante desses números, é imprescindível realizar uma ampla análise epidemiológica e social para compreender o verdadeiro impacto dessa arritmia. Essa análise é crucial para o planejamento adequado dos recursos destinados à saúde dessa população, que é majoritariamente composta por idosos [13] [21].

Portanto, a Fibrilação Atrial é um problema de saúde pública que impacta negativamente a qualidade de vida dos indivíduos, requerendo um tratamento caro e apresentando uma alta taxa de mortalidade [1] [2] [6]. Seu aumento significativo, especialmente em pacientes acima de 55 anos, implica um desafio adicional para os recursos públicos destinados ao seu controle [9].

Quando o coração está fora de seu estado normal, com estímulos desregulados e alterações em seu ritmo cardíaco, a arritmia acelerada que caracteriza a doença é chamada de FA que é uma forma comum de Supraventricular Tachycardia (SVT), tendo impacto significativo na qualidade de vida de um indivíduo [10] [21].

Figura 4 - Diferença entre a condução elétrica em um coração normal e um com FA



Fonte: Medicina Ribeirão <https://medicina.ribeirao.br/2019/05/11/fibrilacao-atrrial/>.

Os sintomas frequentemente associados à FA, como palpitações, fadiga, tonturas, desconforto no peito, falta de ar e alteração da consciência, podem limitar a capacidade de realizar atividades cotidianas [10] [21]. Cada pessoa responde de forma diferente à doença, e os pacientes podem não apresentar sinais e sintomas claros no início, o que acaba levando à piora progressiva da função cardíaca e pode resultar na falta de medidas preventivas e no aumento do risco de AVC. A presença constante desses sintomas pode resultar em um estado de desconforto físico e emocional, afetando a disposição e a energia para participar de atividades sociais, familiares e profissionais. Além disso, a duração dos sintomas e a ocorrência de complicações relacionadas à FA, como insuficiência cardíaca e risco aumentado de acidente vascular cerebral, podem gerar preocupações adicionais e ansiedade [21]. Esse tipo de arritmia cardíaca é mais comum em pessoas de idade avançada, afetando especialmente aquelas com 65 anos ou mais. Além disso, os fatores de risco para o surgimento da doença podem estar ligados à hipertensão arterial, doença coronariana, hipertireoidismo, doenças das válvulas do coração, diabetes e consumo excessivo de álcool [10] [11] [12] [21].

O impacto da FA na qualidade de vida, complicações e custos associados reflete um desafio significativo para o sistema de saúde e para os pacientes afetados por essa condição cardíaca. Os dados apresentados evidenciam não apenas o aumento alarmante na prevalência da FA, mas também os custos substanciais associados ao seu tratamento e manejo de suas complicações.

Além disso, em países onde o envelhecimento populacional é acompanhado por uma diminuição da taxa de natalidade, a pressão sobre os sistemas de saúde pode ser ainda maior, já que há menos pessoas em idade ativa para financiar os custos crescentes associados ao tratamento da FA e outras condições relacionadas ao envelhecimento. Desta forma além dos vários fatores que causam FA, isto se torna uma “bola de neve” para as gerações futuras em que terão um maior custo associado ao mesmo.

3.4 Entendendo a Teoria do Caos: A ordem na não-linearidade

A não-linearidade é um daqueles conceitos estranhos que é definido por aquilo que não é [57]. Portanto, precisamos identificar claramente as propriedades da linearidade para especificar qual propriedade um determinado processo não linear não compartilha com sua contraparte linear [54] [57]. Consideremos, por exemplo, um complicado sistema que consiste em múltiplos fatores, qualquer um dos quais invalidaria linearidade [53] [57]. Uma propriedade da linearidade é que a resposta da ação de cada fator separado é proporcional ao seu valor [57]. Esta é a propriedade da proporcionalidade [57]. Considere a resposta de um balanço bem lubrificado ao ser empurrado, a altura atingida pelo balanço é diretamente proporcional à dificuldade empurrão, assumindo que ele não gira em torno da barra de suporte ou que as correntes não fiquem frouxas quando o balanço retorna [57]. Cada um destes efeitos extraordinários destrói a linearidade do balanço [57]. Portanto dizemos o balanço (ou pêndulo, para dar um exemplo mais rígido) é linear para empurrões suaves, mas torna-se progressivamente não linear à medida que a força aplicada aumenta [57].

Assim como na engenharia civil, onde a estabilidade e o comportamento estrutural de uma ponte são influenciados por uma variedade de fatores não lineares, como a natureza do solo, o padrão de ventos e a distribuição de cargas, a dinâmica cardíaca é afetada por uma gama diversificada de elementos. Estes incluem desde o funcionamento dos tecidos

cardíacos até os efeitos da pressão arterial e a regulação hormonal. Da mesma forma que um engenheiro civil deve compreender e modelar os efeitos desses fatores na integridade estrutural de uma ponte, os cientistas médicos também precisam entender como esses elementos afetam a função do coração humano. Ao interpretar os sinais caóticos presentes nas interações complexas entre esses fatores, tanto engenheiros quanto cientistas médicos podem extrair diferentes perspectivas para melhorar a compreensão e o tratamento de condições cardíacas complexas, como a Fibrilação Atrial.

3.5 Desvendando a Complexidade Cardíaca: Aplicação da Teoria do Caos na Análise da Dinâmica Física e Biológica

A análise de sinais caóticos em sistemas físicos e biológicos emerge como um campo de estudo crucial, oferecendo novas perspectivas na interpretação de séries temporais irregulares [54]. Destacando a importância crescente de compreender e extrair informações valiosas de sinais anteriormente considerados meramente "ruído" e um sinal verdadeiramente caótico [53] [54]. Esta abordagem explora as implicações da dinâmica não linear e da teoria da informação na análise de séries temporais complexas [54]. Ao discutir métodos para reconstruir o espaço de fase do sistema a partir de medidas escalares e abordar desafios como a previsibilidade de sistemas caóticos, delineia-se um novo paradigma na interpretação de dados experimentais [54].

Assim como enfrentamos desafios na interpretação da complexidade estrutural em projetos de engenharia civil, a análise da complexidade cardíaca apresenta suas próprias dificuldades. Enquanto engenheiros civis buscam entender os padrões complexos de tensão e deformação em estruturas, os cientistas médicos exploram os intrincados padrões presentes nos sinais biológicos do coração. Ao aplicar os princípios da Teoria do Caos na análise da dinâmica cardíaca, podemos encontrar paralelos entre os processos físicos e biológicos, enriquecendo nosso entendimento em ambas as áreas e promovendo colaborações interdisciplinares que impulsionam o progresso científico e tecnológico.

3.6 Processamento de Sinal Não Linear em Dinâmica Cardíaca

A abordagem caótica para análise de sistemas e sinais se enquadra nos estudos de sistemas dinâmicos não lineares [55] [56]. Conseqüentemente, os sinais biomédicos podem ser até certo ponto determinísticos, aleatórios ou caóticos: a) os sinais determinísticos têm a característica de previsibilidade, o que significa que qualquer curso futuro do sinal pode ser previsto usando algumas ferramentas de análise linear [54] [55] [56]. Para eles, ferramentas matemáticas (por exemplo, transformada de Fourier) são comumente usadas; b) -sinais aleatórios são não determinísticos no sentido de que pontos de dados individuais do sinal podem ocorrer em qualquer ordem, sem previsibilidade sobre o curso futuro do sinal (processos estocásticos) [54] [56]. Somente ferramentas analíticas puramente estocásticas podem ser aplicadas; c) sinais caóticos podem ser vistos como uma malha de conexão entre sinais determinísticos e aleatórios, exibindo um comportamento ligeiramente previsível, não periódico ou raramente quase periódico (por exemplo, batimento cardíaco) e altamente sensível às condições iniciais [56].

3.6.1 Encontrando o sinal e espaço

Redução de ruído; detecção

Separar o sinal cardíaco de banda larga do ruído de banda larga usando a natureza determinística do sinal [54]. Se o sistema cardíaco for conhecido ou observado, criar um "filtro correspondente" no domínio do tempo. Utilizar dinâmica ou distribuição invariante e probabilidades de transição de Markov [54].

Reconstrução do espaço de fase

Usando variáveis defasadas no tempo, formar coordenadas para o espaço de fase em d dimensões [54]:

$$y(n) = [x(n), x(n + T), \dots, x(n + (d - 1)T)] \quad (14)$$

$y(n)$: Representa as coordenadas no espaço de fase do sistema no tempo n , formadas a partir das variáveis $x(n), x(n + T), \dots, x(n + (d - 1)T)$. Essas coordenadas são utilizadas

para representar o estado atual do sistema em um espaço de dimensão d . O parâmetro T representa o intervalo de tempo entre as observações e d é a dimensão do espaço de fase, que é determinada com base na dinâmica do sistema e em técnicas como informação mútua e análise de falsos vizinhos.

3.6.2 Classificando o sinal

Invariantes de órbitas. Expoentes de Lyapunov; Várias dimensões fractais; Invariantes topológicos; Números de ligação de órbitas periódicas instáveis. Quantidades independentes de condições iniciais.

3.6.3 Modelagem, previsão

$$y(n) \rightarrow y(n + 1) \text{ como evolução temporal} \quad (15)$$

$$y(n + 1) = F[y(n), a_1, a_2, \dots, a_p] \quad (16)$$

F : É uma função que descreve como o estado futuro $y(n + 1)$ é determinado com base no estado atual $y(n)$ e nos parâmetros a_1, a_2, \dots, a_p .

$y(n)$: Representa o estado atual do sistema ou variável de interesse no tempo n .

a_1, a_2, \dots, a_p : São parâmetros do modelo

Encontrar parâmetros a_i consistentes com classificadores invariantes (expoentes de Lyapunov, dimensões). Encontrar dimensões d_L dinâmicas a partir dos dados [54].

Na engenharia civil, estamos familiarizados com o processamento de sinais não lineares para monitorar e avaliar a integridade estrutural de pontes, edifícios e outras infraestruturas. Da mesma forma, na análise da dinâmica cardíaca, os conceitos de processamento de sinais não lineares desempenham um papel crucial na detecção precoce de anomalias cardíacas, como a FA. Assim como utilizamos ferramentas avançadas para extrair informações significativas de sinais estruturais complexos, também podemos aplicar essas técnicas na interpretação dos sinais cardíacos em softwares de simulação como COMSOL e MATLAB. Essa abordagem, integra conhecimentos da engenharia civil e da medicina.

4 Ablação por radiofrequência

4.1 Ablação por radiofrequência: um procedimento invasivo

RFA é um procedimento minimamente invasivo que utiliza correntes elétricas de radiofrequência (RF) para aquecer seletivamente tumores, causando sua destruição por necrose coagulativa térmica [24] [25].

A ablação por RFA apresenta indicações clínicas abrangentes [26]. As indicações clínicas gerais incluem pacientes com palpitações não esclarecidas, síncope inexplicada e estratificação de risco de morte súbita [26]. Já as indicações por arritmias documentadas englobam a avaliação eletrofisiológica em pacientes com bradiarritmias, taquicardia com QRS estreito e taquicardia com QRS largo [26]. A RFA desempenha um papel crucial no diagnóstico e tratamento dessas condições, permitindo melhorias na qualidade de vida dos pacientes [26].

Compreendendo as nuances do procedimento de ablação por RFA, é possível identificar alguns desafios e limitações que merecem atenção. Embora seja considerado minimamente invasivo, o processo de RFA ainda apresenta riscos, incluindo complicações durante o procedimento e possíveis efeitos adversos pós-operatórios. Além disso, a eficácia da RFA pode variar de acordo com a complexidade da condição cardíaca do paciente, e nem sempre garante resultados duradouros. Portanto, é essencial uma análise crítica dos benefícios e riscos associados à RFA, bem como uma avaliação cuidadosa dos critérios de seleção de pacientes, a fim de garantir a melhor abordagem terapêutica em cada caso.

4.2 Evolução da Técnica de Ablação por Radiofrequência na Fibrilação Atrial

No contexto da evolução da técnica de ablação por radiofrequência, a primeira aplicação para controlar a FA ocorreu em 1982 [29]. Nesse procedimento, choques de desfibriladores com corrente contínua e uso de *Alternating Current* (AC) eram utilizados para isolar a junção atrioventricular [30]. No entanto, essa abordagem frequentemente exigia o implante de um marca-passo posteriormente para corrigir a frequência cardíaca [30]. O implante de marca-passo, no entanto, acarreta riscos e possíveis falhas [31].

Embora tenha havido avanços significativos na técnica de ablação por RFA para o tratamento da FA, é importante reconhecer as limitações e desafios que ainda persistem. A introdução da RFA trouxe melhorias em relação às abordagens anteriores, mas questões como a necessidade de implante subsequente de marca-passos e a variabilidade na eficácia do procedimento destacam áreas que requerem maior pesquisa e desenvolvimento. Além disso, a evolução contínua da técnica de RFA levanta questões éticas sobre a disseminação e adoção generalizada de procedimentos ainda em estágio de refinamento. Entretanto, uma análise crítica e cuidadosa da eficácia, segurança e custo-benefício da RFA é fundamental para informar decisões clínicas e políticas de saúde, já que novas tecnologias e técnicas são desenvolvidas para seu refinamento.

4.3 Desenvolvimento da Ablação por Cateter por Radiofrequência (ACRF) no Brasil e o Papel das Enfermeiras

Diante da necessidade de evolução, a RF foi introduzida na AC em 1985 [32]. Essa inovação trouxe melhorias ao procedimento, abrindo caminho para o desenvolvimento de técnicas mais eficazes.

No Brasil, os primeiros centros de eletrofisiologia a adotarem a técnica surgiram por volta de 1990, com os primeiros casos relatados realizados em 5 centros cardiológicos nas

idades do Rio de Janeiro e São Paulo [26] [33]. Atualmente, a ACRF é o procedimento mais utilizado [27].

A medida que essa prática evolui, a presença de enfermeiras capacitadas tem se destacado nos mais de 30 centros de eletrofisiologia em diversas regiões do país, onde técnicas de ACRF são frequentemente desenvolvidas [26]. Desde a preparação do paciente até a orientação para alta, as enfermeiras desempenham um papel fundamental nesse procedimento [26].

A preparação do paciente assemelha-se àquela realizada para um estudo eletrofisiológico [57]. Ao chegar ao laboratório de eletrofisiologia, o paciente é submetido a monitoramento, incluindo eletrocardiograma de superfície, oximetria de pulso e medição da pressão arterial [57].

O procedimento tem início com a realização da estimulação programada, durante a qual um ou mais estímulos extras são aplicados enquanto o paciente está em ritmo sinusal ou em ciclos comandados de 600, 500 e 430 ms (correspondentes a frequências cardíacas de 100, 120 e 140 bpm) nos átrios e ventrículos direitos, respectivamente [58] [59].

Esses conhecimentos específicos são essenciais para capacitar a enfermeira a compreender as nuances do procedimento, uma vez que é nesse momento que as arritmias começam a se manifestar [57].

Ao analisar o desenvolvimento da ACRF no Brasil e o papel das enfermeiras nesse contexto, é essencial reconhecer os avanços alcançados e os desafios enfrentados. A introdução bem-sucedida da técnica de ACRF em diversos centros de eletrofisiologia no país demonstra um progresso significativo na oferta de tratamentos para arritmias cardíacas. Embora a crescente demanda por esses procedimentos, mostra-se a necessidade de uma ótica que considere não apenas os aspectos técnicos, mas também o suporte clínico e emocional oferecido aos pacientes. Nesse sentido, o papel das enfermeiras é fundamental, pois elas desempenham um papel crucial desde a preparação do paciente até o acompanhamento pós-operatório. No entanto, é importante reconhecer os desafios enfrentados pelas enfermeiras, como a sobrecarga de trabalho e a necessidade de atualização constante diante das rápidas mudanças na tecnologia e nas práticas clínicas. Em vista disso, é imperativo investir em programas de capacitação e suporte para esses profissionais, a fim de garantir um cuidado de excelência e promover melhores resultados para os pacientes submetidos à ACRF.

4.4 O Procedimento de Ablação por Cateter

Durante o procedimento de ablação por cateter, um cateter é inserido em uma artéria da perna e guiado até o coração por meio dessa artéria [26] [28]. Os eletrodos na extremidade do cateter desempenham um papel crucial nesse processo. Eles permitem a aplicação precisa de energia de radiofrequência no tecido cardíaco afetado, resultando na criação de lesões térmicas que interrompem o padrão anormal de condução elétrica [25] [36].

A energia de radiofrequência, uma corrente alternada com uma frequência que varia de 300 a 750 kHz, é aplicada entre um ponto do cateter de ablação e uma placa posicionada sobre a pele do paciente, onde a energia elétrica é então convertida em energia térmica, como descrito nas referências [58] [60].

Figura 5 - Realização do procedimento de ablação por cateter, com inserimento do mesmo na artéria da perna



Fonte: EIC. <https://emunahinstituto.com.br/especialidades/cardiologia/ablacao-de-arritmia/>.

No estudo realizado pelo autor, destaca-se a importância dos eletrodos utilizados nos cateteres durante a terapia de RFA [35]. Esses eletrodos desempenham um papel crucial ao permitir a aplicação precisa de energia de radiofrequência no tecido cardíaco afetado,

resultando na criação de lesões térmicas que interrompem o padrão anormal de condução elétrica [35].

Essa abordagem envolve o uso de dois tipos de cateteres: o cateter de RF unipolar e o cateter de RF bipolar [35]. O cateter de RF bipolar apresenta eletrodos lineares paralelos em sua cabeça, permitindo a criação de lesões mais profundas no tecido cardíaco [35]. Por outro lado, o cateter de RF unipolar possui um eletrodo na ponta do cateter e um eletrodo indiferente no corpo do paciente, criando lesões menos profundas [35]. Essa diferenciação nas configurações dos eletrodos possibilita adaptar o procedimento às necessidades específicas de cada caso [35].

Com o avanço contínuo da tecnologia e aprimoramento dos eletrodos utilizados nos cateteres, a ablação por radiofrequência tem se mostrado uma abordagem eficaz e minimamente invasiva no tratamento de arritmias cardíacas [35] [37]. A aplicação precisa da energia de radiofrequência pelos eletrodos, aliada aos cuidados especializados das equipes médicas e de enfermagem, tem contribuído para o sucesso desse procedimento e a melhoria na qualidade de vida dos pacientes [35] [37]. A ablação é terapêutica indispensável e vai se manter como tratamento usual para taquiarritmias [38].

Na perspectiva da engenharia civil, simulações computacionais utilizando ferramentas como o software COMSOL podem desempenhar um papel crucial na melhoria do procedimento de ablação por cateter. Essas simulações permitem modelar o comportamento do tecido cardíaco e prever os efeitos da aplicação da energia de radiofrequência, auxiliando na otimização dos parâmetros do procedimento, como a duração e a intensidade da energia aplicada. Além disso, as simulações podem ajudar a identificar potenciais áreas de complicação durante o procedimento, como o superaquecimento do tecido adjacente ou a formação de coágulos sanguíneos, permitindo que a equipe médica tome medidas preventivas.

No que diz respeito aos problemas pós-operatórios do procedimento, as simulações podem ser utilizadas para prever e mitigar complicações potenciais, como ocorrência de arritmias recorrentes, formação de cicatrizes no tecido cardíaco e danos nos vasos sanguíneos. Ao simular diferentes cenários pós-operatórios, os médicos podem desenvolver estratégias de acompanhamento personalizadas para cada paciente, garantindo uma recuperação mais suave e reduzindo o risco de complicações a longo prazo.

5 Entendendo o coração

O coração é um órgão composto por três tipos principais de músculos: o músculo atrial, o músculo ventricular e as fibras especializadas excitatórias e condutoras. Ele possui quatro câmaras, sendo dois átrios e dois ventrículos [40] [41] [43]. As cavidades do coração são separadas por paredes musculares chamadas septos, que podem ser classificados em três tipos diferentes [43]. O septo interatrial divide os átrios, o septo interventricular divide os ventrículos e o septo atrioventricular separa os átrios dos ventrículos [43]. Além disso, o coração é responsável por sua própria autorregulação e se contrai de forma rítmica ao longo de toda a vida [21]. Sendo cada batimento estimulado por um sinal elétrico que é gerado pelo sistema de condução do coração [28]. Um coração normal bate de 60 a 100 vezes por minuto [28]. Trata-se de um órgão oco, em forma de cone e relativamente pequeno, com aproximadamente o tamanho de um punho fechado e peso entre 250g e 300g em adultos [42] [43].

O coração humano é uma estrutura complexa que opera em conformidade com os princípios da hidrodinâmica, mecânica dos fluidos e eletricidade, assemelhando-se a uma usina hidrelétrica que utiliza a água para gerar energia. Enquanto o coração impulsiona o fluxo sanguíneo para fornecer oxigênio e nutrientes ao corpo, também gera impulsos elétricos para coordenar seus batimentos, analogamente à geração de energia elétrica em uma usina. Compreender a mecânica dos fluidos, exemplificada pela equação de Bernoulli e pelas equações de Navier-Stokes, é crucial para entendermos o fluxo sanguíneo nas câmaras cardíacas e nos vasos sanguíneos, assim como os fenômenos como a pressão sanguínea e a dinâmica das válvulas cardíacas durante o ciclo cardíaco. Portanto, ao considerarmos tanto a complexidade do coração quanto sua função vital no organismo humano, podemos entender o sistema cardiovascular e a importância de compreender os princípios físicos que o regem.

5.1 Os septos dividem as cavidades do coração

O coração é composto por dois ventrículos: o ventrículo esquerdo e o ventrículo direito [40] [41] [43]. O ventrículo esquerdo encontra-se na parte da face diafragmática e esternocostal do coração [41] [43]. O septo atrioventricular apresenta a valva mitral, que consiste em duas válvulas ou cúspides que evitam o refluxo de sangue do ventrículo esquerdo para o átrio esquerdo [43]. As cordas tendíneas e os músculos papilares mantêm a valva mitral em funcionamento [43]. O ventrículo esquerdo também possui trabéculas carnosas, que são feixes de músculos que se projetam nas paredes do ventrículo. A artéria aorta, localizada na saída do ventrículo esquerdo, apresenta a valva semilunar aórtica, que impede o retorno de sangue da artéria aorta para o ventrículo esquerdo [41] [43].

No contexto dos septos cardíacos comparados às estruturas de uma usina hidrelétrica, as equações fundamentais da hidrodinâmica desempenham um bom papel para entender o fluxo sanguíneo e a eficiência do sistema cardiovascular.

As Equações de Bernoulli, por exemplo, descrevem a relação entre a pressão, velocidade e altura de um fluido em movimento. No coração, variações na pressão sanguínea entre as diferentes câmaras podem ser explicadas por essas equações. Assim como a diferença de pressão em uma usina hidrelétrica impulsiona o fluxo de água através das turbinas, a diferença de pressão entre as câmaras cardíacas impulsiona o fluxo sanguíneo através das válvulas cardíacas, garantindo um fluxo unidirecional eficiente.

As Equações de Conservação da Massa e da Energia garantem que a quantidade de fluido que entra em uma seção seja igual à quantidade que sai. Na ótica cardíaca, a conservação da massa assegura que o fluxo sanguíneo seja equilibrado entre as câmaras cardíacas, enquanto a conservação da energia garante que a energia do fluxo sanguíneo seja mantida suficiente para atender às demandas metabólicas do corpo.

As Equações de Navier-Stokes, por sua vez, descrevem o movimento de fluidos viscosos e turbulentos. Com isso, essas equações ajudam a entender como o formato e a função dos septos cardíacos influenciam o fluxo sanguíneo e a eficiência do bombeamento cardíaco. Assim como as estruturas em uma usina hidrelétrica são projetadas para otimizar o fluxo de água e maximizar a produção de energia, a compreensão dos princípios de Navier-Stokes podem ser aplicados para modelar o fluxo sanguíneo dentro do coração e analisar

como diferentes geometrias e condições afetam o bombeamento cardíaco. Tal como, ao simular o movimento do sangue através das cavidades cardíacas, é possível investigar como o formato e a função dos septos cardíacos influenciam o fluxo sanguíneo, identificar áreas de turbulência ou estagnação e avaliar o impacto na eficiência do bombeamento cardíaco.

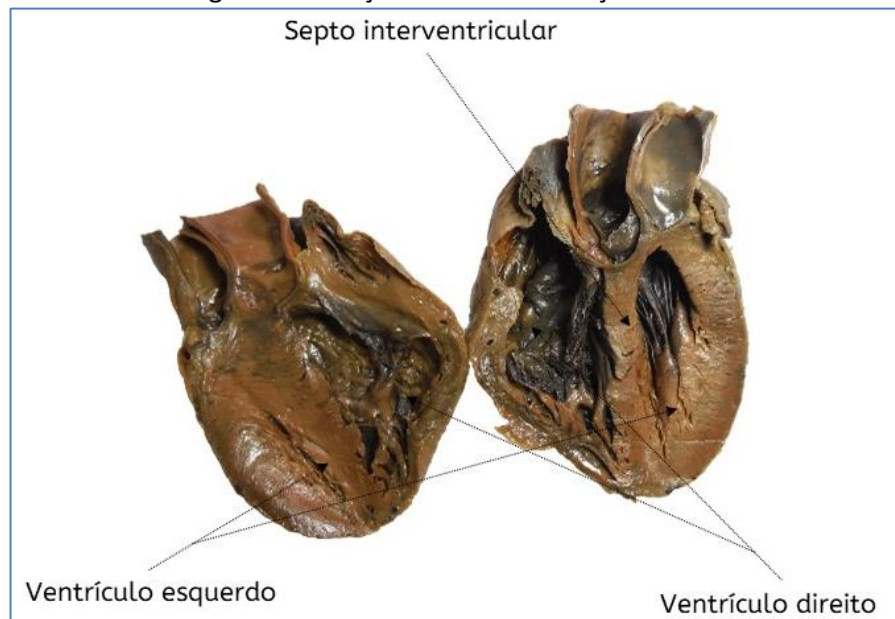
5.2 Descrição dos ventrículos e suas válvulas

O ventrículo direito, por sua vez, é responsável por bombear o sangue em direção ao tronco pulmonar [40] [41] [43]. O septo atrioventricular direito é interrompido pelo óstéo atrioventricular, onde está localizada a valva tricúspide, composta por três válvulas que impedem o refluxo de sangue do ventrículo direito para o átrio direito [41] [43]. Assim como no ventrículo esquerdo, as cordas tendíneas e os músculos papilares mantêm a valva tricúspide em funcionamento [41] [43]. O ventrículo direito também possui trabéculas carnosas, e na saída do ventrículo encontra-se o tronco pulmonar, onde está a valva semilunar pulmonar, que evita o retorno de sangue do tronco pulmonar para o ventrículo direito [43].

Os ventrículos e suas válvulas podem ser equiparados aos sistemas de tubulações e válvulas em uma usina hidrelétrica. Tal como válvulas controlam o fluxo de água em tubulações, as válvulas cardíacas regulam o fluxo de sangue nos ventrículos, garantindo um bombeamento eficiente e unidirecional, ao mesmo tempo em que os impulsos elétricos coordenam sua contração e relaxamento.

Equações de Bernoulli, podem nos mostrar o fluxo sanguíneo através das válvulas cardíacas e a relação entre pressão, velocidade e energia cinética do sangue e as Equações de Conservação da Massa, para entender como o sangue é distribuído e circula através das diferentes cavidades do coração.

Figura 6 - Coração vista interior seção frontal



Fonte: UNEB. <https://atlasanatomia.uneb.br/sistema-cardiovascular/>

5.3 Descrição dos átrios e seu papel na circulação

O coração possui dois átrios: o átrio direito e o átrio esquerdo. O átrio direito é maior, porém com paredes mais finas, e sua função é encher o ventrículo direito durante a diástole [43]. Já o átrio esquerdo é menor, porém com paredes mais espessas. O sangue entra pelo átrio direito através da veia cava, passa pela valva tricúspide e segue para o ventrículo direito [41] [43]. Em seguida, é bombeado para os pulmões pelas artérias pulmonares, onde ocorre a hematose [43]. O sangue oxigenado retorna pelo átrio esquerdo pelas veias pulmonares, passa pela valva mitral e é impulsionado para o ventrículo esquerdo [41] [43]. A partir daí, é bombeado para a artéria aorta, distribuindo-o para o restante do corpo. O átrio e o ventrículo direito promovem a circulação para as veias pulmonares, enquanto o lado esquerdo promove a circulação para o sistema periférico do corpo humano [40] [41] [43].

Os átrios do coração desempenham um papel semelhante aos reservatórios e tanques de armazenamento em sistemas hidráulicos. Eles temporariamente armazenam o sangue antes de ser distribuído para os ventrículos, assim como os reservatórios acumulam água antes de ser distribuída para as áreas de demanda. Enquanto isso, os impulsos elétricos coordenam o esvaziamento dos átrios e a subsequente contração dos ventrículos.

A Equação de Bernoulli permite compreender o papel dos átrios na moderação do fluxo sanguíneo e na manutenção da pressão ideal para o enchimento dos ventrículos e a Equação de Conservação da Energia, para analisar a transferência de energia do sangue durante seu trajeto pelos átrios e ventrículos.

5.4 A diástole e a sístole no ciclo cardíaco

A diástole e a sístole são duas fases do ciclo cardíaco que descrevem o funcionamento do coração [39] [40] [41] [43] [44]. A diástole representa o período de relaxamento das câmaras cardíacas, durante o qual as cavidades se enchem de sangue proveniente das veias [40] [41] [43] [44]. Já a sístole é o momento de contração das câmaras, em que o sangue é ejetado para fora do coração, seja para os pulmões (no caso do ventrículo direito) ou para o corpo (no caso do ventrículo esquerdo) [40] [41] [43] [44]. Essas duas fases se alternam de maneira coordenada para garantir a circulação adequada do sangue e o suprimento de oxigênio aos tecidos e órgãos do organismo [40]. A duração total do ciclo cardíaco, incluindo a sístole e diástole, é a recíproca da frequência cardíaca [41]. Por exemplo, se a frequência cardíaca é de 72 batimentos/min, a duração do ciclo cardíaco é de $1/72$ batimentos/min — aproximadamente 0,0139 minuto por batimento, ou 0,833 segundo por batimento [41]. O movimento do coração durante a diástole e a sístole também afeta as artérias, que se dilatam e contraem em sincronia com o coração, contribuindo para o fluxo sanguíneo contínuo e eficiente [40] [43]. Essa mudança elétrica rápida nas células é resultado do movimento de íons através de suas membranas plasmáticas [39] [43].

A diástole e a sístole podem ser comparadas aos fenômenos de carga e descarga em sistemas de reservatórios e sistemas de controle em usinas hidrelétricas. Assim como a carga e a descarga alternadas garantem um fluxo contínuo de água em reservatórios, a diástole e a sístole coordenadas garantem um fluxo sanguíneo constante e adequado para todo o corpo, enquanto os impulsos elétricos regulam o ritmo e a eficácia desses processos.

Equações de Navier-Stokes é capaz de modelar o fluxo sanguíneo durante a diástole e a sístole, levando em conta a dinâmica complexa do movimento do sangue através das cavidades cardíacas e as Equações de Circuito Elétrico são fundamentais para compreensão

de como os impulsos elétricos gerados pelo sistema de condução do coração influenciam a contração e o relaxamento das fibras musculares cardíacas.

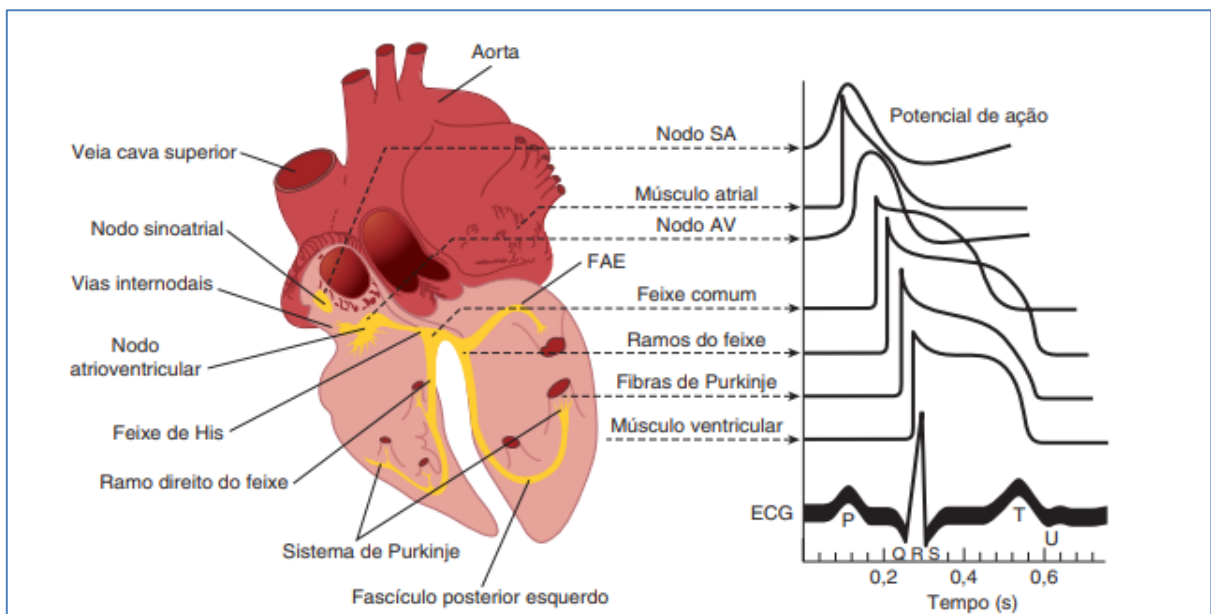
5.5 O sistema de condução do coração

O batimento cardíaco origina-se em um sistema de condução cardíaca especializado, e se espalha a partir desse sistema a todas as partes do miocárdio [40] [41]. As estruturas que compõem o sistema de condução são o nodo sinoatrial (nodo SA), as vias atriais internodais, o nodo atrioventricular (nodo AV), o feixe de His e seus ramos, e o sistema de Purkinje [40] [41]. Os vários segmentos do sistema de condução são capazes de descarga espontânea. Entretanto, o nodo SA normalmente realiza descargas mais rapidamente, com despolarização espalhando-se dele para as outras regiões antes que elas descarreguem espontaneamente [40] [41]. O nodo SA é, portanto, o marca-passo cardíaco normal, com sua frequência de descargas determinando a frequência na qual o coração bate [40]. Os impulsos gerados no nodo SA passam pelas vias atriais para o nodo AV, por este nodo para o feixe de His, e pelos ramos do feixe de His via sistema de Purkinje para a musculatura ventricular [40] [55]. Cada um dos tipos de células no coração contém um padrão de descarga elétrica peculiar a soma dessas descargas elétricas pode ser registrada como o eletrocardiograma (ECG) [40] [41].

A Figura 6 apresenta o Sistema de Condução do Coração. À esquerda, há uma ilustração anatômica detalhada do coração humano, destacando as áreas do sistema de condução. À direita, são exibidos os potenciais de ação transmembrana típicos para os nodos SA e AV, juntamente com outras partes do sistema de condução e os músculos atriais e ventriculares. Além disso, é mostrada a correlação com a atividade elétrica registrada extracelularmente, ou seja, o eletrocardiograma (ECG). Os potenciais de ação e o ECG são representados no mesmo eixo de tempo, embora com pontos zero diferentes na escala vertical para fins de comparação. FAE refere-se ao fascículo anterior esquerdo.

O sistema de condução do coração pode ser visto como um sistema de controle em engenharia, semelhante aos sistemas de controle em usinas hidrelétricas. Assim como os sistemas de controle em usinas monitoram e regulam o fluxo de água para otimizar a produção de energia, o sistema de condução do coração coordena os batimentos cardíacos para garantir um fluxo sanguíneo eficiente e adaptável às demandas do corpo, enquanto também gera e transmite os impulsos elétricos necessários para sincronizar esses batimentos.

Figura 7 - Sistema de condução do coração



Fonte: K. E. Barret, S. M. Barman, S. Boitano, and H. L. Brooks, Fisiologia Médica de Ganong, 23rd ed. México: Mc Graw Hill, 2010. Pag.522

6 ECG como Ferramenta de Diagnóstico

Pré-ACRF

O ECG desempenha um papel fundamental na avaliação prévia à ACRF [41]. Esse procedimento não invasivo permite registrar a atividade elétrica do coração, proporcionando insights cruciais sobre o estado de saúde cardíaca do paciente [40] [41]. A interpretação do ECG envolve considerar as voltagens registradas e a calibração do equipamento [41]. As linhas de calibração horizontal geralmente são configuradas para que 10 pequenas divisões representem 1 milivolt (mV), com polaridade positiva para cima e polaridade negativa para baixo. As linhas de calibração vertical são usadas para medir o tempo e, em uma velocidade típica de 25 milímetros por segundo, cada 5 milímetros representam 0,20 segundos. Essas informações são essenciais para interpretar os resultados do ECG com precisão [41]. O exame de eletrocardiograma é um procedimento que utiliza impulsos elétricos para captar a atividade do coração [44]. Trata-se de um exame não invasivo, rápido, simples e indolor que faz parte do dia a dia de muitos profissionais de saúde [44]. Seus resultados são expressos num traçado espiculado, formado por ondas que revelam o padrão dos batimentos cardíacos [44]. Junto a informações sobre a frequência cardíaca, a interpretação das ondas do ECG possibilita a detecção de alterações importantes [44].

6.1 Funcionamento do ECG

Quando o impulso cardíaco percorre o coração, uma corrente elétrica também se propaga dos ventrículos para os tecidos circundantes, sendo que uma fração dessa corrente chega à superfície do corpo [41]. Ao posicionar eletrodos na pele em pontos opostos do coração, é possível registrar os potenciais elétricos gerados por essa corrente, resultando no ECG. Isso fornece uma representação gráfica da atividade elétrica do coração e é uma ferramenta valiosa para avaliar a saúde cardíaca [41].

6.2 Composição do ECG

Como observado em [41], um ECG típico é composto por três componentes principais: a onda P, o complexo QRS e a onda T. A onda P reflete a despolarização atrial, ocorrendo antes da contração atrial. O complexo QRS, por sua vez, representa a despolarização ventricular, à medida que a onda de despolarização se espalha pelos ventrículos. A onda T indica a repolarização ventricular, marcando o retorno dos ventrículos ao estado de repouso elétrico [41].

6.3 Depolarização e Repolarização

É fundamental entender que o ECG registra não apenas a despolarização, mas também a repolarização do músculo cardíaco [41]. A despolarização é o processo pelo qual as células cardíacas se tornam eletricamente ativas, enquanto a repolarização marca o retorno dessas células a um estado de repouso elétrico. O ECG, portanto, oferece uma visão abrangente das mudanças elétricas que ocorrem no coração antes e após a ACRF.

6.4 Eletrocardiograma na Avaliação Cardíaca

O ECG é uma representação matemática da atividade elétrica que ocorre no coração [40]. Dois intervalos cruciais no ECG são o P-Q (ou P-R) e o Q-T [41]. O intervalo P-Q representa o tempo entre o início da onda P, indicando a excitação atrial, e o início do complexo QRS, marcando a excitação ventricular [41]. Normalmente, o intervalo P-Q é cerca de 0,16 segundos. Já o intervalo Q-T é o período que abrange a contração ventricular, indo desde o início do complexo QRS até o final da onda T, e normalmente é aproximadamente 0,35 segundos [41].

O ECG normal apresenta características distintas, como a onda P (que representa a despolarização atrial), o complexo QRS (indicando a despolarização ventricular) e a onda T (relacionada à repolarização ventricular) [40]. Além disso, é possível identificar diversas arritmias em ECGs irregulares [40]. Devido à influência do equilíbrio iônico no sangue, o

tecido cardíaco é sensível à composição iônica sanguínea. Aumentos significativos de [K+] podem resultar em problemas cardíacos graves, como a paralisia dos átrios e arritmias ventriculares [40] [41]. O conhecimento desses intervalos e a interpretação adequada do ECG são cruciais na análise pré-ACRF [41].

6.5 Registro do ECG

O ECG é registrado usando equipamentos especializados [41]. Existem diferentes métodos, como gravadores de caneta direta ou sistemas baseados em computador. Independentemente do método, é essencial que o equipamento seja capaz de responder rapidamente às mudanças nos potenciais elétricos do coração, que podem ocorrer em menos de 0,01 segundo. Essa capacidade é crucial para a obtenção de registros precisos do ECG antes da ACRF [41]. O ECG pode ser registrado pelo uso de um eletrodo ativo ou explorador conectado a um eletrodo indiferente no potencial zero (registro unipolar), ou usando-se dois eletrodos ativos (registro bipolar) [40]. Em um condutor de volume, a soma dos potenciais nas pontas de um triângulo equilátero com uma fonte de corrente no centro é zero em todos os tempos [40]. Um triângulo com o coração em seu centro (triângulo de Einthoven, ver adiante) pode ser aproximado pela colocação de eletrodos em ambos os braços e na perna esquerda [40]. Essas são as três derivações-padrão dos membros usadas em eletrocardiografia. Se esses eletrodos são conectados a um terminal comum, um eletrodo indiferente que fica próximo do potencial zero é obtido [40]. A despolarização que se move em direção a um eletrodo ativo em um condutor de volume produz uma deflexão positiva, ao passo que a despolarização que se move na direção oposta produz uma deflexão negativa [40].

No entanto, apesar de sua importância, o uso do ECG como ferramenta de diagnóstico prévio à ACRF não está isento de críticas e limitações. Uma dessas limitações reside na susceptibilidade do ECG à interferência de diversos fatores, que podem comprometer a precisão dos resultados. Por exemplo, movimentos musculares involuntários, posição inadequada dos eletrodos ou interferências elétricas externas podem gerar artefatos no registro do ECG, levando a interpretações incorretas e a diagnósticos errôneos. Além disso, embora o ECG forneça uma representação visual da atividade elétrica do

coração, ele pode não captar todas as irregularidades cardíacas, especialmente aquelas mais sutis ou localizadas, o que pode limitar sua eficácia como ferramenta de triagem prévia à ACRF. De igual modo que pode não apenas deixar de capturar algumas irregularidades cardíacas, mas também pode registrar ruídos que não estão necessariamente relacionados a anormalidades. Esses ruídos também podem surgir de movimentos musculares, interferências elétricas externas ou artefatos causados pela má posição dos eletrodos. Essa possibilidade de captar sinais não pertinentes ao diagnóstico pode levar a interpretações equivocadas e até mesmo a falsos positivos, o que pode comprometer a eficácia do ECG como ferramenta de diagnóstico prévio à ACRF

7 Materiais e Métodos

7.1 Metodologia Bibliométrica:

A pesquisa iniciou-se com a seleção de seis palavras-chave consideradas relevantes para a investigação científica: "Radiofrequency Cardiac Ablation", "Computational Modeling", "Hydrodynamics", "Nonlinear system", "Translational Research" e "Bibliometric Analysis". Essas palavras-chave foram escolhidas com base na sua relação com o tema de interesse e na intenção de abranger diferentes aspectos do mesmo.

A busca pelos artigos pertinentes foi conduzida na base de dados acadêmica Scopus, uma plataforma reconhecida por sua abrangência e relevância na área científica. O objetivo era identificar a quantidade de artigos associados a cada combinação específica das palavras-chave selecionadas.

Para realizar a análise bibliométrica, foram consideradas todas as combinações possíveis das seis palavras-chave. Utilizando a fórmula de combinação $C(n, k)$, onde n é o número de palavras-chave (6) e k varia de 1 a 6, foi determinado que existiam 63 combinações distintas.

Formula de combinações

$$C(n, k) = n! / (k! * (n - k)!) \quad (17)$$

Total de combinações = $\sum C(6, k)$ para k variando de 1 a 6

$$\begin{aligned} \text{Total de combinações} &= C(6, 1) + C(6, 2) + C(6, 3) + C(6, 4) + C(6, 5) + \\ C(6, 6) &= 6 + 15 + 20 + 15 + 6 + 1 = 63 \end{aligned} \quad (18)$$

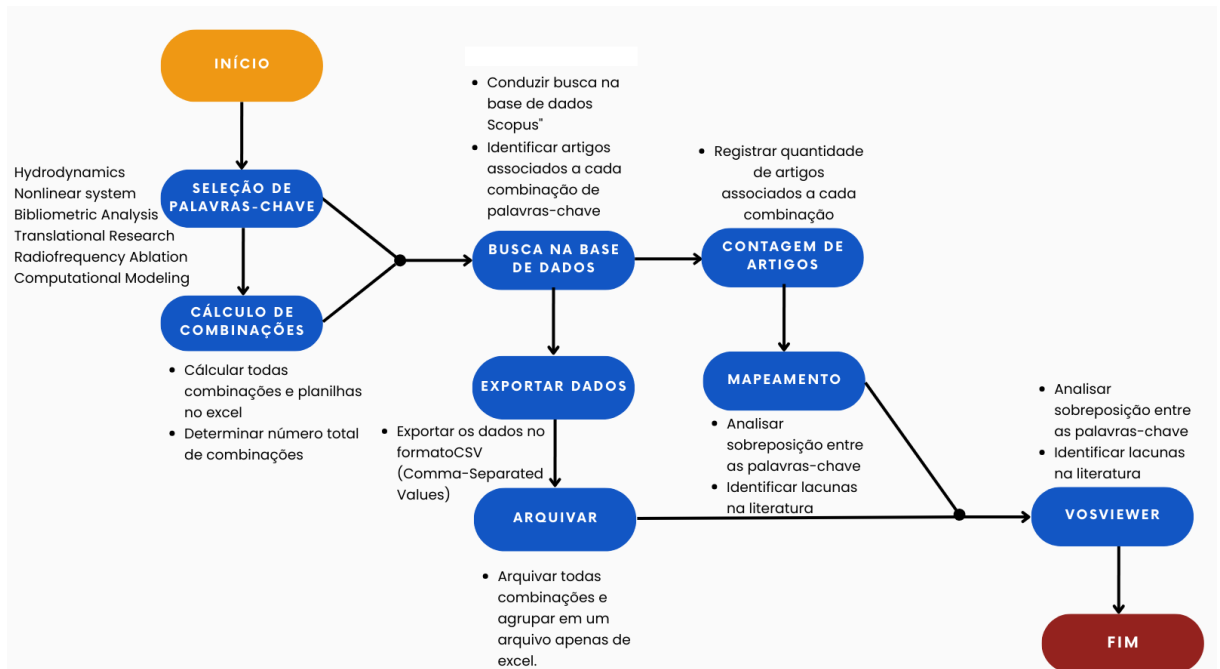
Em seguida, para cada uma dessas combinações de palavras-chave, procedeu-se à contagem da quantidade de artigos associados a elas. Essa contagem foi registrada em uma planilha do Excel, permitindo uma organização sistemática e uma análise mais detalhada dos resultados obtidos.

Por meio desse processo, foi possível mapear as áreas de sobreposição e identificar lacunas na literatura existente. A análise dos dados coletados possibilitou uma compreensão mais profunda do panorama atual da pesquisa em relação ao tema de interesse, destacando tanto os pontos de convergência quanto as áreas que carecem de maior atenção e investigação.

Além disso, foi gerado um gráfico no Excel para visualizar o impacto de cada palavra-chave na quantidade de artigos encontrados, proporcionando uma representação visual dos resultados obtidos. Esse gráfico foi útil para identificar padrões e tendências, auxiliando na interpretação dos dados.

Por fim, o fluxograma feito na plataforma Canva da busca e metodologia adotada foi desenvolvido para documentar de forma clara e precisa os passos seguidos durante o processo de pesquisa, desde a seleção das palavras-chave até a análise dos resultados. Esse fluxograma serve como um guia visual para replicação do estudo e contribui para a transparência e rigor metodológico da pesquisa.

Figura 8 – Fluxograma do processo de Análise Bibliométrica



Fonte: Elaboração própria.

7.2 Métodos de Modelagem e Simulação

Nesta seção, são descritos os materiais e métodos utilizados para a implementação do modelo computacional 3D visando simular o fluxo sanguíneo durante a ablação cardíaca por radiofrequência, explorando o comportamento caótico cardíaco e integrando a hidrodinâmica translacional.

7.2.1 Desenvolvimento e Implementação do Modelo Matemático

O modelo matemático desenvolvido para esta pesquisa incorpora equações que descrevem o comportamento não linear do fluxo sanguíneo, considerando os efeitos caóticos associados ao sistema cardíaco. Além disso, são integrados os princípios da física de transferência de calor para modelar a distribuição de temperatura durante o procedimento de ablação por radiofrequência.

O domínio 3D foi discretizado em elementos finitos para permitir a resolução numérica do modelo. Foi aplicada uma técnica de malha adaptativa para garantir a precisão e a eficiência computacional necessárias para as simulações.

Foram especificadas as condições de contorno para representar as características do procedimento de ablação por radiofrequência, incluindo a temperatura na ponta do cateter e o fluxo sanguíneo nas artérias e veias. Condições iniciais apropriadas foram definidas para iniciar a simulação com valores adequados de temperatura e velocidade do fluxo sanguíneo.

O software COMSOL Multiphysics foi utilizado para implementar numericamente o modelo matemático e resolver as equações resultantes. Os parâmetros do solver foram ajustados para garantir a precisão e a estabilidade das simulações.

Os resultados da simulação foram comparados com dados experimentais ou resultados de estudos clínicos para validar a precisão do modelo. Foram realizados ajustes no modelo com base em discrepâncias encontradas entre os dados simulados e observados.

7.2.2 Análise dos Resultados e Protocolos de Monitoramento/Controle

Os dados simulados foram analisados para compreender o comportamento do fluxo

sanguíneo e da distribuição de temperatura durante o procedimento de ablação por radiofrequência. Foram identificados padrões ou tendências que podem influenciar a eficácia e a segurança do tratamento.

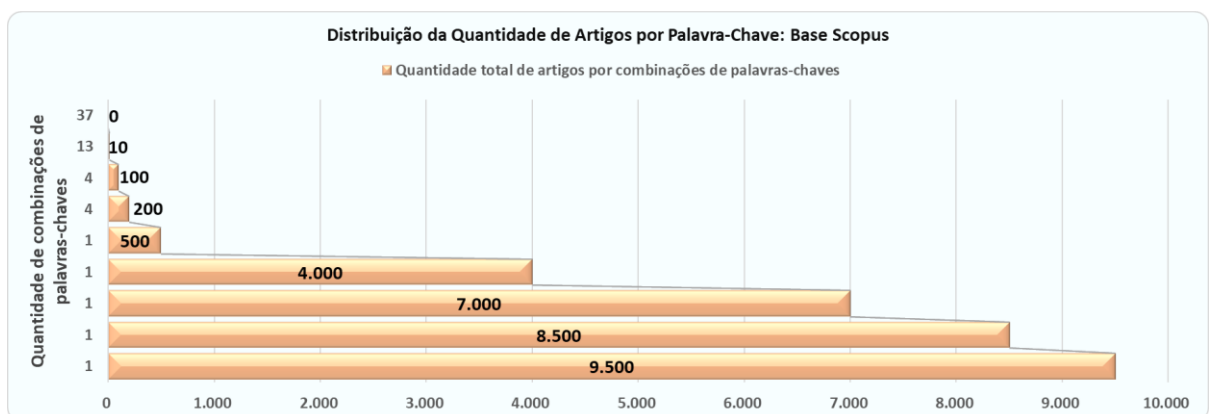
Além da metodologia de simulação, foram integrados protocolos de monitoramento e controle da temperatura durante o procedimento de ablação por radiofrequência. Isso inclui técnicas de monitoramento contínuo, sistemas de feedback automático, protocolos de segurança estabelecidos, capacitação da equipe médica, resfriamento ativo e avaliação contínua da resposta do paciente.

Considerou-se também a influência de parâmetros como a duração da aplicação da energia de radiofrequência, a potência da energia de radiofrequência, a localização e número de lesões, o resfriamento local e o monitoramento elétrico na segurança e eficácia do procedimento de ablação por radiofrequência.

8 Resultados

8.1 Impacto das Palavras-Chave na Pesquisa Científica: Análise Bibliométrica na Base de Dados Scopus

Figura 9 – Gráfico de distribuição de artigos por combinação de palavra-chaves



Fonte: Elaboração própria.

A análise da distribuição da quantidade de artigos por palavra-chave revelou padrões e tendências significativas em relação à produção científica associada a cada termo específico.

Os resultados demonstram que as palavras-chave "Radiofrequency Cardiac Ablation" e "Computational Modeling" apresentaram uma quantidade substancialmente elevada de artigos associados, com aproximadamente 9500 e 8500 artigos, respectivamente. Isso sugere um interesse considerável e uma extensa pesquisa conduzida nessas áreas específicas.

Além disso, observou-se uma quantidade significativa de artigos para as palavras-chave "Hydrodynamics" e "Nonlinear system", com cerca de 7000 e 4000 artigos, respectivamente. Esses resultados indicam uma atenção considerável para questões relacionadas à hidrodinâmica e sistemas não lineares na literatura científica.

No entanto, algumas palavras-chave apresentaram uma quantidade menor de artigos associados. Por exemplo, palavras-chave como "Translational Research" e "Bibliometric Analysis" mostraram uma menor produção científica, com apenas entre 1 e 500 artigos associados. Isso pode indicar áreas de pesquisa menos exploradas ou em desenvolvimento, destacando a necessidade de mais estudos nesses domínios específicos.

É importante notar também que um número considerável de palavras-chave apresentou zero artigos associados, indicando potenciais lacunas na literatura ou áreas que ainda não foram exploradas adequadamente. Essas lacunas podem representar oportunidades para futuras pesquisas e investigações.

Em suma, a análise da distribuição da quantidade de artigos por palavra-chave fornece uma visão valiosa sobre as tendências e o estado atual da pesquisa em diferentes áreas temáticas. Esses resultados podem orientar a identificação de áreas de interesse, direcionar futuras investigações e contribuir para o avanço do conhecimento científico em diversos campos.

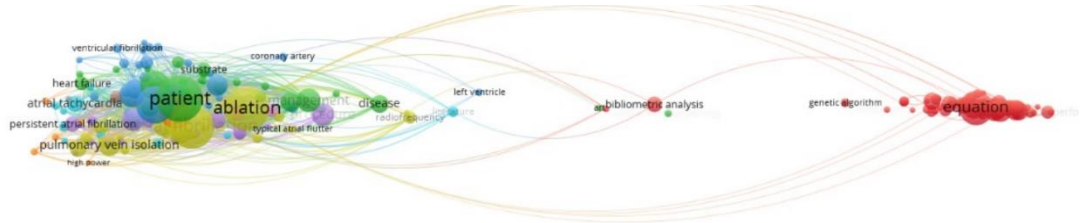
Tabela 2 – Planilha com todas combinações executadas

Quantidade	Combinações de palavras chaves	Resultado
1.	Radiofrequency Cardiac Ablation	8,494
2.	Computational Modeling Nonlinear system	9528
3.	Computational Modeling Hydrodynamics	6989
4.	Hydrodynamics Nonlinear system	4031
5.	Computational Modeling Translational Research	316
6.	Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system	174
7.	Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system	174
8.	Nonlinear system Translational Research	156
9.	Translational Research Bibliometric Analysis	106
10.	Computational Modeling Bibliometric Analysis	81
11.	Hydrodynamics Translational Research	67
12.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling	41
13.	Nonlinear system Bibliometric Analysis	31
14.	Hydrodynamics Bibliometric Analysis	10
15.	Computational Modeling Nonlinear system Translational Research	9
16.	Radiofrequency Cardiac Ablation Nonlinear system	6
17.	Radiofrequency Cardiac Ablation Translational Research	6
18.	Computational Modeling Hydrodynamics Translational Research	5
19.	Computational Modeling Hydrodynamics Translational Research	5
20.	Radiofrequency Cardiac Ablation Hydrodynamics	2
21.	Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research	2
22.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Nonlinear system	1
23.	Radiofrequency Cardiac Ablation Bibliometric Analysis	1
24.	Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research	1
25.	Computational Modeling Nonlinear system Bibliometric Analysis	1
26.	Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research	1
27.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Hydrodynamics	0
28.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system	0
29.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research	0
30.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research Bibliometric Analysis	0
31.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system Bibliometric Analysis	0
32.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Hydrodynamics Translational Research	0
33.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Hydrodynamics Translational Research Bibliometric Analysis	0
34.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Hydrodynamics Bibliometric Analysis	0
35.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Nonlinear system Translational Research	0
36.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Nonlinear system Translational Research Bibliometric Analysis	0
37.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Nonlinear system Bibliometric Analysis	0
38.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Translational Research	0
39.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Translational Research Bibliometric Analysis	0
40.	Radiofrequency Cardiac Ablation Computational Modeling Bibliometric Analysis	0
41.	Radiofrequency Cardiac Ablation Hydrodynamics Nonlinear system	0
42.	Radiofrequency Cardiac Ablation Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research	0
43.	Radiofrequency Cardiac Ablation Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research Bibliometric Analysis	0
44.	Radiofrequency Cardiac Ablation Hydrodynamics Nonlinear system Bibliometric Analysis	0
45.	Radiofrequency Cardiac Ablation Hydrodynamics Translational Research	0
46.	Radiofrequency Cardiac Ablation Hydrodynamics Translational Research Bibliometric Analysis	0
47.	Radiofrequency Cardiac Ablation Hydrodynamics Bibliometric Analysis	0
48.	Radiofrequency Cardiac Ablation Nonlinear system Translational Research	0
49.	Radiofrequency Cardiac Ablation Nonlinear system Translational Research Bibliometric Analysis	0
50.	Radiofrequency Cardiac Ablation Nonlinear system Bibliometric Analysis	0
51.	Radiofrequency Cardiac Ablation Translational Research Bibliometric Analysis	0
52.	Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research Bibliometric Analysis	0
53.	Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system Bibliometric Analysis	0
54.	Computational Modeling Hydrodynamics Translational Research Bibliometric Analysis	0
55.	Computational Modeling Hydrodynamics Bibliometric Analysis	0
56.	Computational Modeling Nonlinear system Translational Research Bibliometric Analysis	0
57.	Computational Modeling Translational Research Bibliometric Analysis	0
58.	Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research Bibliometric Analysis	0
59.	Hydrodynamics Nonlinear system Bibliometric Analysis	0
60.	Hydrodynamics Translational Research Bibliometric Analysis	0
61.	Nonlinear system Translational Research Bibliometric Analysis	0
62.	Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system Translational Research Bibliometric Analysis	0
63.	Computational Modeling Hydrodynamics Nonlinear system Bibliometric Analysis	0

Fonte: Elaboração própria.

8.2 Mapeamento de conexões VOSviewer

Figura 10 – Mapa de conexões VOSviewer



Fonte: Elaboração própria.

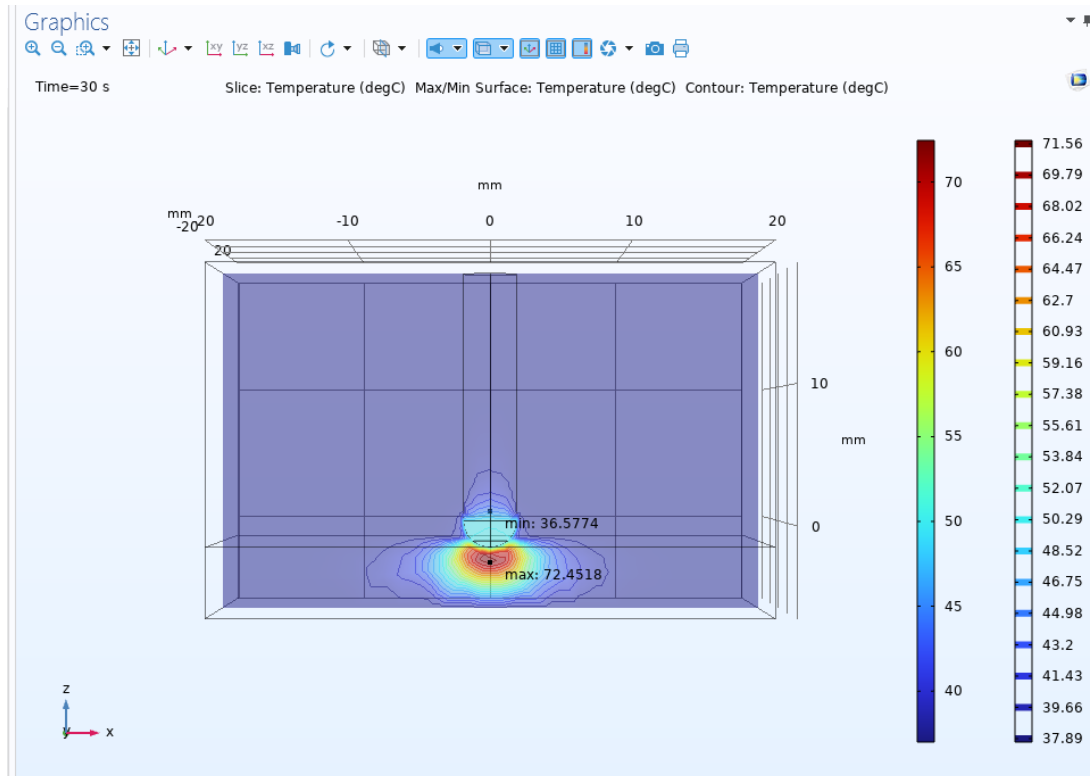
A análise dos resultados revelou uma quantidade limitada de conexões entre os diferentes grupos de estudo, sugerindo a necessidade de investigações adicionais na área. Este cenário aponta para a existência de lacunas significativas no conhecimento atual, indicando uma vasta gama de oportunidades de pesquisa e insights por explorar.

A falta de interconexões substanciais entre os grupos de estudo sugere que há áreas-chave que ainda não foram suficientemente exploradas ou compreendidas. Isso destaca a importância de realizar mais estudos para preencher essas lacunas e obter uma compreensão mais completa do assunto.

Essas descobertas fornecem uma base sólida para futuras pesquisas, destacando a necessidade de um maior investimento em estudos que possam ampliar nosso entendimento da área. Ao abordar essas lacunas, os pesquisadores podem não apenas expandir o corpo de conhecimento existente, mas também gerar insights valiosos que contribuirão para avanços significativos no campo.

8.3 Simulação COMSOL

Figura 11 - Temperatura máxima e mínima



Fonte: Elaboração própria.

Com base nos resultados da simulação no software COMSOL, podemos observar uma rápida elevação da temperatura na ponta do cateter durante os primeiros 10 segundos do procedimento, observamos um aumento de temperatura significativo, de aproximadamente $x^{\circ}\text{C}$. Esse aumento inicial pode ser atribuído à rápida absorção da energia de radiofrequência pelo tecido alvo, resultando em um rápido aumento da temperatura na ponta do cateter.

Nos segundos subsequentes, entre 10 e 20 segundos, a temperatura continua a aumentar, atingindo um aumento adicional de aproximadamente $y^{\circ}\text{C}$. Esse aumento gradual pode indicar que a energia de radiofrequência está sendo continuamente absorvida pelo tecido, resultando em uma elevação controlada da temperatura na ponta do cateter e eficaz, causando lesões terapêuticas nos tecidos cardíacos anormais responsáveis pela fibrilação atrial.

A perda de calor durante um procedimento de ablação por radiofrequência pode ocorrer devido à presença do campo RF (radiofrequência), que pode gerar calor no tecido circundante à medida que a energia é aplicada. Essa perda de calor pode resultar em um aumento gradual da temperatura na ponta do cateter, conforme observado nos dados fornecidos.

Durante todo o procedimento de ablação por radiofrequência, é fundamental realizar um monitoramento cuidadoso da temperatura na ponta do cateter, garantindo que permaneça dentro de uma faixa terapêutica segura e eficaz. Temperaturas excessivamente altas representam um risco de danos aos tecidos circundantes, enquanto temperaturas muito baixas podem comprometer a eficácia do tratamento.

Para assegurar o controle adequado da temperatura, podem ser empregadas diversas técnicas e protocolos:

Monitoramento contínuo em tempo real: Utilização de equipamentos de monitoramento de temperatura tanto na ponta do cateter quanto nos tecidos circundantes, permitindo a detecção imediata de variações indesejadas.

Sistemas de feedback automático: Implementação de sistemas automatizados que ajustam a potência da energia de radiofrequência com base nos dados de temperatura em tempo real, mantendo-a dentro de limites seguros.

Protocolos de segurança estabelecidos: Definição de procedimentos operacionais padrão para lidar com variações inesperadas de temperatura, incluindo a possibilidade de interrupção temporária da energia de radiofrequência, irrigação do tecido com solução salina fria e reavaliação da posição do cateter.

Capacitação da equipe médica: Treinamento adequado da equipe médica para identificar e responder rapidamente a mudanças na temperatura durante o procedimento, incluindo o reconhecimento de sinais de complicações térmicas nos monitoramentos.

Resfriamento ativo: Utilização de técnicas de resfriamento ativo, como sistemas de irrigação com solução salina gelada ou dispositivos de resfriamento embutidos no próprio cateter, para reduzir a temperatura localmente, se necessário.

Avaliação contínua: Monitoramento constante dos sintomas do paciente durante o procedimento, juntamente com uma avaliação periódica da eficácia e segurança do tratamento, garantindo resultados bem-sucedidos e o bem-estar do paciente.

Além disso, é fundamental considerar outros parâmetros do procedimento, como a duração da aplicação da energia de radiofrequência e a técnica específica utilizada, para garantir resultados seguros e eficazes para o paciente.

Duração da aplicação da energia de radiofrequência: O tempo durante o qual a energia de radiofrequência é aplicada ao tecido-alvo. A duração ideal pode variar dependendo do tipo de arritmia sendo tratada, da localização das lesões a serem criadas e da resposta do paciente ao tratamento.

Potência da energia de radiofrequência: A quantidade de energia de radiofrequência aplicada ao tecido-alvo. A potência precisa ser ajustada para fornecer a quantidade certa de energia para criar lesões terapêuticas nos tecidos cardíacos anormais, sem causar danos excessivos aos tecidos circundantes.

Localização e número de lesões: A técnica específica utilizada para criar as lesões no tecido cardíaco. Isso inclui a escolha dos pontos de ablação e o número de lesões necessárias para interromper eficazmente as vias elétricas anômalas responsáveis pela arritmia.

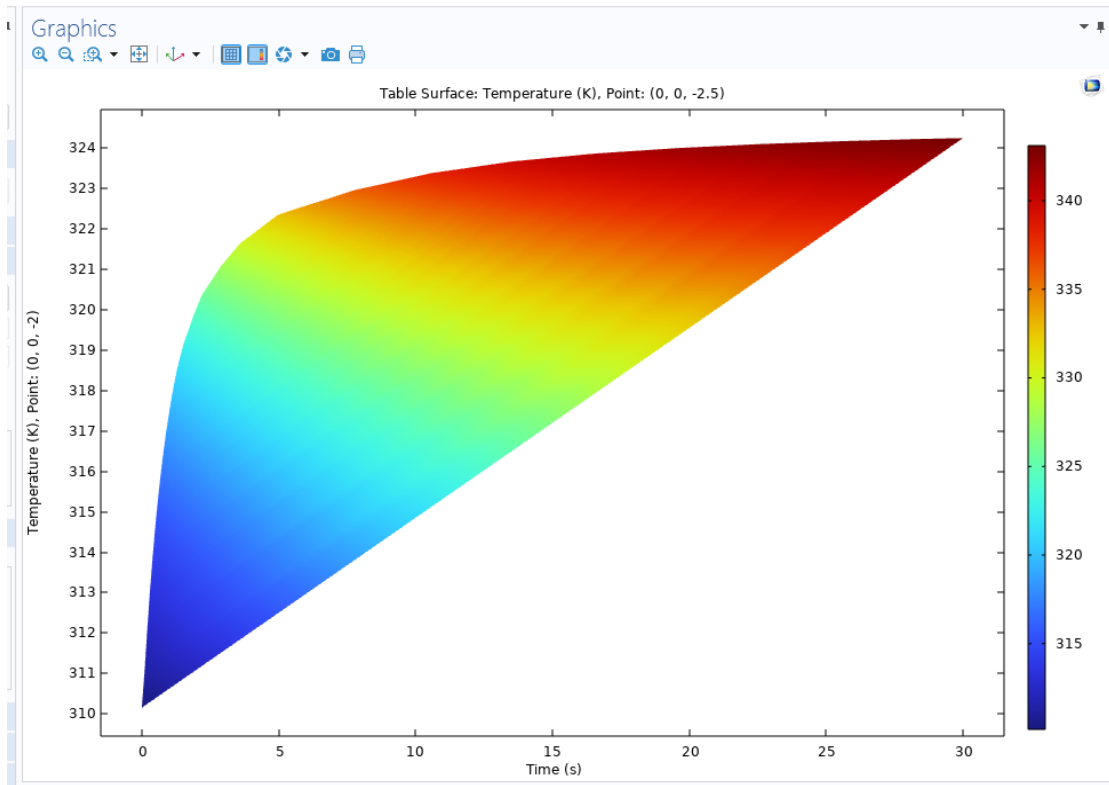
Resfriamento local: O uso de técnicas de resfriamento localizado para proteger os tecidos circundantes e reduzir o risco de danos térmicos durante a ablação. Isso pode incluir o resfriamento do cateter ou o uso de sistemas de irrigação com solução salina gelada.

Monitoramento elétrico: O acompanhamento contínuo dos sinais elétricos do coração durante o procedimento, utilizando eletrodos ou sistemas de mapeamento cardíaco para garantir a precisão na identificação das áreas a serem tratadas e a eficácia do procedimento.

Avaliação da resposta do paciente: A avaliação da resposta do paciente ao tratamento durante e após o procedimento, incluindo a eficácia na redução ou eliminação das arritmias, bem como a ocorrência de quaisquer complicações.

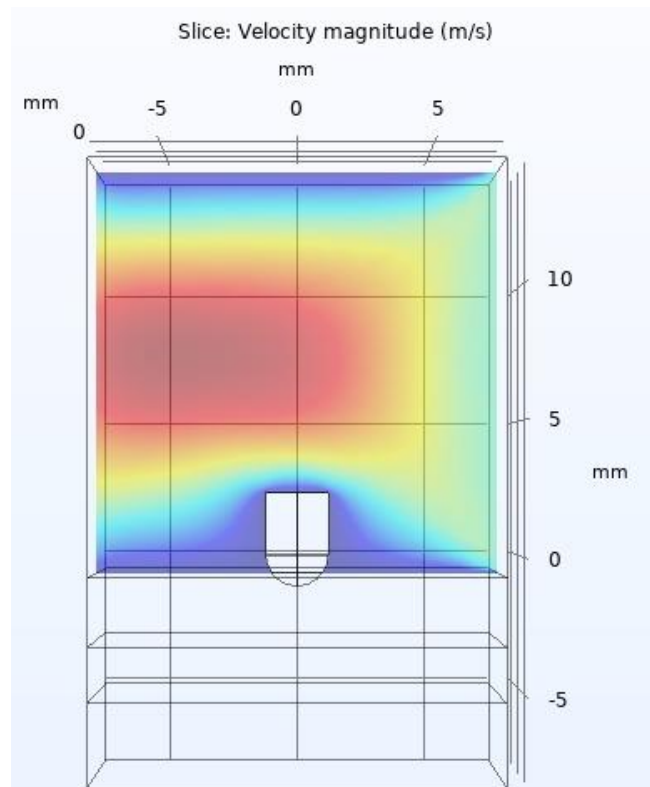
Esses são alguns dos parâmetros que podem influenciar a segurança e a eficácia do procedimento de ablação por radiofrequência e devem ser cuidadosamente considerados e ajustados conforme necessário para atender às necessidades específicas de cada paciente.

Figura 12 - Comportamento da temperatura durante os 30 segundos simulados



Fonte: Elaboração própria

Figura 13 - Fluxo sanguíneo



Fonte: Elaboração própria.

De acordo com os resultados da simulação no software COMSOL ter a visualização da velocidade do fluxo sanguíneo durante um procedimento de ablação por radiofrequência pode ser extremamente útil e importante por várias razões:

Orientação durante o procedimento: A visualização da velocidade do sangue pode ajudar os médicos a orientar a posição do cateter de forma mais precisa, garantindo que ele seja posicionado nas regiões corretas do coração para o tratamento da arritmia.

Identificação de áreas críticas: A velocidade do sangue pode variar em diferentes regiões do coração, especialmente em áreas onde há obstruções, estenoses ou anormalidades estruturais. Visualizar a velocidade do sangue pode ajudar os médicos a identificar áreas críticas que podem ser mais propensas a complicações durante o procedimento.

Avaliação da eficácia do tratamento: Durante o procedimento de ablação por radiofrequência, a visualização da velocidade do sangue pode ajudar os médicos a avaliar a eficácia do tratamento. Alterações na velocidade do sangue após a ablação podem indicar se a arritmia foi corrigida ou se ainda há áreas que precisam ser tratadas.

Prevenção de complicações: A visualização da velocidade do sangue também pode ajudar a prevenir complicações durante o procedimento, como a formação de coágulos sanguíneos ou danos aos tecidos circundantes. Ao monitorar a velocidade do sangue, os médicos podem identificar e intervir precocemente em qualquer problema que surja.

9 Conclusões

A análise bibliométrica identificou uma variedade de combinações de palavras-chave, com algumas apresentando uma quantidade significativa de artigos associados, enquanto outras mostraram uma contagem limitada de interconexões, sugerindo áreas-chave que ainda não foram suficientemente exploradas ou compreendidas, nos deixando com uma ausência de artigos e periódicos. Esse cenário ressalta a existência de lacunas no conhecimento atual, indicando uma ampla gama de oportunidades de pesquisa a serem exploradas na área de ablação cardíaca por radiofrequência modelagem computacional de sistemas não lineares.

A simulação do comportamento da temperatura durante a ablação cardíaca por radiofrequência proporcionaram insights valiosos sobre a distribuição de pesquisa nesse campo e as considerações fundamentais para o sucesso do procedimento. Observou-se uma diversidade na produção de artigos, com áreas de maior produtividade e lacunas de pesquisa identificadas.

Os resultados da simulação utilizando o software COMSOL destacaram a importância do monitoramento cuidadoso da temperatura na ponta do cateter e da visualização da velocidade do fluxo sanguíneo durante o procedimento de ablação por radiofrequência. Esta visualização pode ser fundamental por diversas razões, incluindo a orientação durante o procedimento, ajudando os médicos a posicionar o cateter com precisão, e a identificação de áreas críticas no coração que podem apresentar variações na velocidade do fluxo sanguíneo, indicando possíveis complicações. Nesse contexto, a implementação de equipamentos avançados, como sistemas de ultrassom intracardíaco combinados com técnicas de Doppler colorido, pode oferecer uma solução eficaz para essa necessidade. Com essas ferramentas de visualização em tempo real, os médicos podem realizar a ablação com maior precisão e segurança, melhorando os resultados clínicos e o cuidado com os pacientes. Isso ressalta a importância contínua de investir em pesquisas interdisciplinares e estratégias inovadoras para avançar na compreensão e prática da ablação cardíaca por radiofrequência, buscando constantemente maneiras de aprimorar os métodos existentes e oferecer tratamentos mais eficazes e seguros para os pacientes.

9.1 Limitações

Restrição das Palavras-Chave: A análise bibliométrica foi limitada às combinações específicas de palavras-chave selecionadas, o que pode ter excluído artigos relevantes que utilizaram terminologia diferente ou abordaram o tema de maneira mais ampla.

Base de Dados Utilizada: A pesquisa bibliométrica foi conduzida exclusivamente na base de dados da Scopus, o que pode ter limitado a amplitude da análise e deixado de incluir artigos presentes em outras plataformas ou publicações não indexadas.

Complexidade do Comportamento Cardíaco: A simulação do comportamento da temperatura durante a ablação cardíaca por radiofrequência pode ter simplificado alguns aspectos da dinâmica cardíaca, não capturando completamente a complexidade do sistema cardiovascular e suas interações.

Modelagem Computacional: Apesar dos avanços na modelagem computacional, os resultados da simulação podem ser influenciados por simplificações ou suposições inerentes ao modelo utilizado, limitando sua generalização para situações clínicas reais.

Ausência de Dados Clínicos: A falta de dados clínicos diretamente relacionados à pesquisa bibliométrica e à simulação computacional pode ter limitado a capacidade de extrapolar os resultados para a prática clínica e as necessidades dos pacientes.

Interpretação dos Resultados: A interpretação dos resultados da pesquisa está sujeita a vieses e interpretações individuais, podendo variar de acordo com a experiência e o conhecimento dos pesquisadores envolvidos.

Essas limitações destacam a necessidade de cautela ao interpretar os resultados da pesquisa e ressaltam a importância de futuros estudos para abordar essas questões e aprimorar nosso entendimento na área da ablação cardíaca por radiofrequência.

9.2 Estudos futuros

Investigação de Lacunas Específicas: Futuros estudos podem se concentrar em preencher as lacunas identificadas na pesquisa, especialmente aquelas relacionadas à hidrodinâmica, sistemas não lineares e análises bibliométricas.

Desenvolvimento de Técnicas de Monitoramento Avançadas: Pesquisas adicionais são necessárias para desenvolver técnicas de monitoramento mais avançadas, como sistemas de feedback automático e visualização em tempo real da temperatura e velocidade do fluxo sanguíneo durante a ablação por radiofrequência.

Estudos Clínicos Prospectivos: A realização de estudos clínicos prospectivos é essencial para avaliar a eficácia e segurança de novas estratégias de ablação por radiofrequência, integrando as descobertas da pesquisa básica e da simulação computacional.

Avaliação de Estratégias de Resfriamento Ativo: Mais pesquisas são necessárias para avaliar a eficácia de diferentes estratégias de resfriamento ativo na redução de complicações térmicas durante a ablação cardíaca por radiofrequência.

Estudos Longitudinais de Resultados Clínicos: Estudos longitudinais são necessários para avaliar os resultados a longo prazo da ablação por radiofrequência, incluindo a taxa de sucesso do tratamento, recorrência de arritmias e impacto na qualidade de vida dos pacientes.

Ao abordar esses trabalhos futuros, os pesquisadores podem contribuir significativamente para o avanço da ablação cardíaca por radiofrequência, melhorando os resultados clínicos, a segurança do procedimento e a qualidade de vida dos pacientes.

REFERÊNCIAS

- 1 FAVARATO, Desiderio. A população brasileira apresenta prevalência de fibrilação atrial semelhante à de países com rendas mais altas, e baixo uso de terapia anticoagulante. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 117, p. 435-436, 2021. DOI: 10.1161/STROKEAHA.118.022249.7.
- 2 SANTOS, Itamar S. *et al.* Diagnóstico de Fibrilação Atrial na Comunidade Utilizando Eletrocardiograma e Autorrelato: Análise Transversal do ELSA-Brasil. **Arquivos brasileiros de cardiologia**, v. 117, p. 426-434, 2021. DOI: 10.36660/abc.20190873.
- 3 OLIVEIRA, Gláucia Maria Moraes de *et al.* Estatística cardiovascular–Brasil 2020. **Arquivos brasileiros de Cardiologia**, v. 115, p. 308-439, 2020. DOI: 10.36660/abc.20200812.
- 4 MONTEIRO, Camila Etcheverry; WINKELMANN, Eliane Roseli. Enfermagem para o manejo das complicações da fibrilação atrial. *In*: CONGRESSO INTERNACIONAL EM SAÚDE. 8., 2021. Rio Grande do Sul. **Anais [...]**. Rio Grande do Sul; UNIJUI, 2021. p. 1-2. Disponível em: <https://www.publicacoeseventos.unijui.edu.br/index.php/conintsau>. Acesso em : 05 jun. 2023.
- 5 MAGALHÃES, L. P. *et al.* II Diretrizes brasileiras de fibrilação atrial. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 106, p. 1-22, abr. 2016. DOI: 10.5935/abc.20160055.
- 6 SANTOS, Eduarda Barcellos dos *et al.* Características clínicas e demográficas e perfil terapêutico de pacientes hospitalizados com fibrilação atrial: Estudo EPIFA. **Revista SOCERJ**, v. 22, n. 1, p. 9-14, 2009.
- 7 HINDRICKS, Gerhard *et al.* 2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS) The Task Force for the diagnosis and management of atrial fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC. **European heart journal**, v. 42, n. 5, p. 373-498, 2021.
- 8 LIP, Gregory YH *et al.* Atrial fibrillation. **Nature Reviews Disease Primers**. V. 2, p. 16016, 2016.
- 9 CINTRA, Fatima Dumas; FIGUEIREDO, Marcio Jansen de Oliveira. Atrial fibrillation (Part 1): Pathophysiology, risk factors, and therapeutic basis. **Arquivos brasileiros de cardiologia**, v. 116, p. 129-139, 2021.

- 10 PFIZER BRASIL. **Fibrilação atrial: sua saúde, seu coração.** Brasília, 2023. Disponível em: <https://www.pfizer.com.br/sua-saude/seu-coracao/fibrilacao-atrial>. Acesso em: 29 jun. 2023.
- 11 COSTA, Guilherme Drummond Fenelon. **Fibrilação atrial.** São Paulo, 2020. Disponível em: <https://www.einstein.br/especialidades/cardiologia/doencas-sintomas/fibrilacao-atrial>. Acesso em: 29 jun. 2023.
- 12 INSTITUTO LADO A LADO PELA VIDA. **Fibrilação atrial.** São Paulo, 2023. Disponível em: <https://ladoaladopelavida.org.br/disease/fibrilacao-atrial/>. Acesso em: 29 jun. 2023.
- 13 FARIA, Sylvia de Sousa. **Análises computacionais sobre a fístula átrio-esofágica durante o procedimento da ablação cardíaca por radiofrequência.** 2022. Tese (Doutorado) - Universidade de Brasília, Brasília, 2022.
- 14 WONG, C. X. *et al.* Obesity and the risk of incident, post-operative, and post-ablation atrial fibrillation: A metaanalysis of 626,603 individuals in 51 studies. **JACC Clin Electrophysiol**, v. 1, n. 3, p. 139-152. 2019.
- 15 LAMOUNIER, Rodrigo. Obesidade mórbida. **Mater Dei**. Jan. 2020. Disponível em: <https://www.materdei.com.br/cuidados-com-a-saude/guia-de-doencas/obesidade-morbida>. Acesso em: 29 jun. 2023.
- 16 ASSEMBLEIA LEGISLATIVA DO MARANHÃO. **Pesquisa aponta que consumo de ultraprocessados aumenta o risco de obesidade em jovens.** TV Assembleia, Assembleia Legislativa do Maranhão, São Luís, 2023. Disponível em: <https://www.al.ma.leg.br/noticias/43073>. Acesso em: 29 jun. 2023.
- 17 WANDERLEY, Emanuela Nogueira; FERREIRA, Vanessa Alves. Obesidade: uma perspectiva plural. **Ciência & saúde coletiva**, v. 15, p. 185-194, 2010.
- 18 KALACHE, Alexandre; VERAS, Renato P.; RAMOS, Luiz Roberto. O envelhecimento da população mundial: um desafio novo. **Revista de Saúde Pública**, v. 21, p. 200-210, 1987.
- 19 RAUBER, Suellen Gabrielle; AMÂNCIO, Natália de Fátima Gonçalves. Mieloma múltiplo: indivíduos mais acometidos, seus sintomas, diagnóstico e tratamento: uma análise literária. **Brazilian Journal of Health Review**, v. 6, n. 1, p. 1307-1317, 2023.
- 20 MAGALHÃES, L. P. *et al.* II Diretrizes brasileiras de fibrilação atrial. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 106, p. 1-22, 2016. DOI: 10.5935/abc.20160055.
- 21 BRUGADA, Josep *et al.* 2019 ESC guidelines for the management of patients with supraventricular tachycardia the task force for the management of patients with supraventricular tachycardia of the European society of Cardiology (ESC) developed in

- collaboration with the association for European paediatric and congenital Cardiology (AEPC). **European heart journal**, v. 41, n. 5, p. 655-720, 2020.
- 22 CHUGH, Sumeet S. *et al.* Worldwide epidemiology of atrial fibrillation: a Global Burden of Disease 2010 Study. **Circulation**, v. 129, n. 8, p. 837-847, 2014.
 - 23 ALVES, José Eustáquio Diniz. **Envelhecimento populacional continua e não há perigo de um geronticídio**. Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), 2020. Disponível em: <https://www.ufjf.br/ladem/2020/06/21/envelhecimento-populacional-continua-e-nao-ha-perigo-de-um-geronticidio-artigo-de-jose-eustaquio-diniz-alves>. Acesso em: 10 ago. 2023.
 - 24 TRUJILLO, Macarena; BON, Jose; BERJANO, Enrique. Computational modelling of internally cooled wet (ICW) electrodes for radiofrequency ablation: impact of rehydration, thermal convection and electrical conductivity. **International Journal of Hyperthermia**, v. 33, n. 6, p. 624-634, 2017.
 - 25 LINTE, Cristian A. *et al.* Lesion modeling, characterization, and visualization for image-guided cardiac ablation therapy monitoring. **Journal of Medical Imaging**, v. 5, n. 2, p. 021218-021218, 2018. DOI: 10.1117/1.jmi.5.2.021218.
 - 26 VANHEUSDEN, Lutgarde Magda Suzanne; SANTORO, Deyse Conceição. Electrophysiologic study and catheter ablation: what the nursing should know. **Escola Anna Nery**, v. 11, p. 133-137, 2007.
 - 27 KHARGI, K. *et al.* Surgical treatment of atrial fibrillation ; a systematic review This information is current as of November 8 , 2011 The online version of this article , along with updated information and services , is located on the World Wide Web at : Surgical treatment. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 27, p. 258–265, 2011.
 - 28 MANUAL MSD. **Ablação por radiofrequência**. 2023. Disponível em: <https://www.msdmanuals.com/pt-br/casa/multimedia/video/abla%C3%A7%C3%A3o-por-radiofrequ%C3%Aancia#:~:text=Durante%20o%20procedimento%20de%20abla%C3%A7%C3%A3o,est%C3%A1%20causando%20o%20ritmo%20anormal>. Acesso em: 29 de junho de 2023.
 - 29 VASCONCELOS, José Tarcísio Medeiros de *et al.* Tratamento cirúrgico da fibrilação atrial por isolamento da parede posterior do átrio esquerdo em doentes com valvopatia mitral reumática crônica: um estudo randomizado com grupo controle. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 83, p. 203-210, 2004.
 - 30 BRICK, Alexandre Visconti *et al.* Tratamento intra-operatório da fibrilação atrial crônica com ultra-som. **Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery**, v. 16, p. 337-349, 2001.

- 31 MEDTRONIC. **Benefícios e riscos dos marcapassos**. 2023. Disponível em: <https://www.medtronic.com/br-pt/your-health/treatments-therapies/pacemakers/benefits-risks.html#:~:text=Riscos%20associados%20ao%20implante%20do,extra%20quando%20n%C3%A3o%20%C3%A9%20necess%C3%A1rio.> Acesso em: 29 jun. 2023.
- 32 OLSON, M. *et al.* Chapter 4—Cardiac Ablation Technologies. **Engineering in Medicine; Iazzo, PA, Ed.; Academic Press: Cambridge, MA, USA**, p. 83-118, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813068-1.00004-X>. Acesso em: 10 jun. 2023.
- 33 RAMIRES, José Antonio Franchini; GRUPI, Cesar; SCANAVACCA, Mauricio Ibrahim. O Legado do Professor Eduardo Sosa. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 115, p. 801-806, 2020.
- 34 MARQUES, Elis Cristina. **Ablação por cateter e ablação cirúrgica minimamente invasiva para o tratamento da fibrilação atrial**. 2015. Monografia (Especialização em cardiologia) - Universidade Federal do Paraná, Paraná, 2015.
- 35 YAN, Shengjie *et al.* Computer simulation study on the effect of electrode–tissue contact force on thermal lesion size in cardiac radiofrequency ablation. **International Journal of Hyperthermia**, v. 37, n. 1, p. 37-48, 2020.
- 36 Dr. Leonardo Martins Pires. **Ablação por Cateter**. Disponível em: <https://drleonardomartinspires.com.br/ablacao-por-cateter/>. Acesso em: 29 de junho de 2023..
- 37 HCOR. **Ablação por radiofrequência**. São Paulo, 2023. Disponível em: <https://www.hcor.com.br/especialidades-servicos/especialidades/cardiologia/arritmia/ablacao-por-radiofrequencia/>. Acesso em: 29 jun. 2023.
- 38 ZIMERMAN, Leandro loschpe. Catheter Ablation Without Use of X-rays to Treat Atrial Fibrillation and Atrial Arrhythmia. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 114, p. 1027-1028, 2020. DOI: <https://doi.org/10.36660/abc.20200159>.
- 39 ENDERLE, John; BRONZINO, Joseph (Ed.). **Introduction to biomedical engineering**. Burlington: Elsevier Inc, 2012.
- 40 BARRETT, Kim E. *et al.* **Fisiología médica de ganong**. 23. ed. México: Mc Graw Hill, 2010.
- 41 GUYTON, Arthur C. *et al.* **Tratado de fisiologia médica**, 12.ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora, 2011.
- 42 VARELLA, Drauzio. "**Coração**". 2023. Disponível em: <https://drauziovarella.uol.com.br/corpo-humano/coracao/>. Acesso em: 03 jul. 2023.

- 43 NASCIMENTO JÚNIOR, Braz José do. **Anatomia humana sistêmica básica**. 1. ed. [S.n.: s.l.], 2020.
- 44 LOBSTEIN, Tim; BRINSDEN, Hannah; NEVEUX, Margot. **World obesity atlas**. World Obesity Federation: United Kingdom, 2022.
- 45 VILANOVA, Luciano Caldeira. **Mecânica dos fluidos**. 3. ed. Santa Maria, RS: Colégio Técnico Industrial de Santa Maria, Curso em Automação Industrial, 2011.
- 46 BRUNETTI, Franco. **Mecânica dos Fluidos**. 2. ed. São Paulo: Pearson & Artmed, 2008.
- 47 TOLENTINO JR, João B. **Hidráulica agrícola**. Florianópolis: Agronomia UFSC/CCR, 2023.
- 48 ATKINS, Peter William; PAULA, Julio de. **Atkins' Physical Chemistry**. 10. ed. United Kingdom: Oxford University Press, 2014.
- 49 MORGADO, C. M. Passos. Dedução das Equações de Navier-Stokes e suas Aplicações. **Gazeta de física**, v. 4, fase. 6, out. 1963.
- 50 PASKIN, Liad. **Computational solving of Navier-Stokes equations by a penalized finite element's formulation**. aug. 2016.
- 51 BERNOULLI, Daniel. **Hydrodynamica: sive de viribus et motibus fluidorum commentarii**. [S.l.: s.n.], 1738.
- 52 Eumedico Residente. **Fibrilação Atrial**. Disponível em: <https://www.eumedicoresidente.com.br/post/fibrilacao-atrial>. Acesso em: 13 fev. 2024.
- 53 BASSINGTHWAIGHTE, J. B. **Chaos in Cardiac Signals**. In: SIDEMAN, S.; BEYAR, R. (Eds.). *Interactive Phenomena in the Cardiac System*. New York: Plenum Press, 1993. p. 208.
- 54 **REVIEWS OF MODERN PHYSICS**. Vol. 65, No. 4, October 1993
- 55 World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. *Studies of Nonlinear Phenomena in Life Science — Vol. 16: Fractal Physiology and Chaos in Medicine*. 2nd ed. 2013.
- 56 Cyber Journals: **Multidisciplinary Journals in Science and Technology**. Journal of Selected Areas in Bioengineering (JSAB), January Edition, 2011.
- 57 Vanheusden LMS, Cruz FES, Fagundes M et al. **Participação e cuidados da enfermagem em procedimentos de ablação com radiofrequência nas taquicardias supraventriculares**. Arq Bras Cardiol 1994; 62(5): 361-67

- 58 Fagundes ML, Cruz Filho FES. Estudo eletrofisiológico nas taquiarritmias supraventriculares. In: Cruz Filho FES, Maia IG. **Eletrofisiologia clínica e intervencionista das arritmias cardíacas**. Rio de Janeiro (RJ): Revinter;1997. p.18; 253-75.
- 59 Vanheusden LMS, Santoro DC. **Assistência de enfermagem a paciente com fibrilação atrial**. Esc Anna Nery Rev Enferm 2006;10(1): 47-53.
- 60 **Diretrizes para avaliação e tratamento de pacientes com arritmias cardíacas**. Arq Bras Cardiol 2002; 79 (5): 1-50