



UNIVERSIDADE FEDERAL DE OURO PRETO – UFOP

ESCOLA DE MINAS

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA



CHRISTIAN PHILLIPPE PIRES SILVA

**ANÁLISE NUMÉRICA DO CONTRASTE TÉRMICO EM CASOS DE
CÂNCER DE MAMA DURANTE HIPOTERMIA**

**OURO PRETO - MG
2021**

CHRISTIAN PHILLIPPE PIRES SILVA

christian.pires@aluno.ufop.edu.br

**ANÁLISE NUMÉRICA DO CONTRASTE TÉRMICO EM CASOS DE
CÂNCER DE MAMA DURANTE HIPOTERMIA**

Monografia apresentada ao Curso de Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Ouro Preto como requisito para a obtenção do título de Engenheiro Mecânico.

Professor orientador: Edson Alves Figueira

Professor coorientador: Alisson Augusto Azevedo Figueiredo

**OURO PRETO – MG
2021**

SISBIN - SISTEMA DE BIBLIOTECAS E INFORMAÇÃO

P667a Pires, Christian Phillippe.

Análise numérica do contraste térmico em casos de câncer de mama durante hipotermia. [manuscrito] / Christian Phillippe Pires. - 2021.
52 f.: il.: color., gráf., tab..

Orientador: Prof. Dr. Edson Figueira.

Coorientador: Prof. Dr. Alisson Figueiredo.

Monografia (Bacharelado). Universidade Federal de Ouro Preto. Escola de Minas. Graduação em Engenharia Mecânica .

1. Termologia - Termografia infravermelha. 2. Mamas - Câncer. 3. contraste térmico. 4. hipotermia. 5. equações diferenciais - Elementos finitos. I. Figueira, Edson. II. Figueiredo, Alisson. III. Universidade Federal de Ouro Preto. IV. Título.

CDU 621

Bibliotecário(a) Responsável: Maristela Sanches Lima Mesquita - CRB-1716



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE OURO PRETO
REITORIA
ESCOLA DE MINAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECANICA

**FOLHA DE APROVAÇÃO****Christian Phillippe Pires Silva****Análise numérica do contraste térmico em casos de câncer de mama durante hipotermia**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Ouro Preto como requisito parcial para obtenção do título de engenheiro mecânico.

Aprovada em 06 de Agosto de 2021

Membros da banca

D.Sc. Edson Alves Figueira Júnior - Orientador - Universidade Federal de Ouro Preto
D.Sc. Alisson Augusto Azevedo Figueiredo - Coorientador - Universidade Estadual do Maranhão
D.Sc. Ana Maura Araújo Rocha - Universidade Federal de Ouro Preto
D.Sc. Luís Antônio Bortolaia - Universidade Federal de Ouro Preto

Edson Alves Figueira Júnior, orientador do trabalho, aprovou a versão final e autorizou seu depósito na Biblioteca Digital de Trabalhos de Conclusão de Curso da UFOP em 16/08/2021.



Documento assinado eletronicamente por **Edson Alves Figueira Junior, PROFESSOR DE MAGISTERIO SUPERIOR**, em 21/08/2021, às 10:50, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ana Maura Araujo Rocha, PROFESSOR DE MAGISTERIO SUPERIOR**, em 21/08/2021, às 12:05, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Luis Antonio Bortolaia, PROFESSOR DE MAGISTERIO SUPERIOR**, em 23/08/2021, às 08:44, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site http://sei.ufop.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0203286** e o código CRC **5C57FB31**.

Referência: Caso responda este documento, indicar expressamente o Processo nº 23109.007935/2021-47

SEI nº 0203286

R. Diogo de Vasconcelos, 122, - Bairro Pilar Ouro Preto/MG, CEP 35400-000
Telefone: (31)3559-1533 - www.ufop.br

À minha mãe dedico mais esta etapa vencida.

Aos meus amigos e família, pelo carinho e amor.

À minha casa República Inhotim.

AGRADECIMENTO

À minha família, em especial minha mãe, por ser minha motivação diária e por serem o suporte para construir tantas oportunidades.

À minha avó, pelo carinho e amor que sempre será lembrado.

Ao meu coorientador Alisson Figueiredo, pela ilustre orientação e disponibilidade de seus ensinamentos.

Ao professor Edson por assumir a orientação e dar o devido suporte para esse trabalho.

À professora Ana Maura e ao professor Bortolaia por aceitarem ser examinadores desse trabalho.

Aos professores do curso de engenharia mecânica pela contribuição para minha formação.

Aos meus colegas do curso de engenharia mecânica, em especial à Camila, por me apoiarem durante minha caminhada.

Aos meus amigos feitos através da convivência em Ouro Preto, em especial da minha casa Inhotim e todos àqueles que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

RESUMO

O câncer de mama é o tipo de câncer mais incidente entre a população feminina e segunda maior causa de morte por câncer entre as mulheres. A detecção da anomalia em suas fases iniciais se faz fundamental para o aumento das chances de cura da paciente. A termografia infravermelha é um método que pode ser utilizado como adjunto a outros métodos para diagnóstico da presença do tumor. O presente trabalho apresenta o estudo de caso de um modelo tridimensional do seio humano contendo um tumor sendo este analisado, a partir da simulação do processo de termografia infravermelha em regime estático, e posteriormente, este é analisado após passar por um processo de hipotermia. É apresentada uma pesquisa bibliográfica, a fim de contextualizar o uso da ferramenta de elementos finitos, ao investigar os parâmetros termofísicos influentes na temperatura superficial da mama. A equação de Pennes, que caracteriza a transferência de calor presente no problema, é resolvida pelo software comercial COMSOL Multiphysics. Dados de temperatura obtidos a partir da modificação da dimensão do tumor e parâmetros termofísicos, como tempo de recuperação térmica e temperatura de resfriamento superficial, foram comparados a um modelo saudável para entender suas influências. A dimensão do tumor, bem como, o tempo de recuperação térmica em regime transiente foram responsáveis pelo aumento do contraste térmico superficial entre os modelos com tumor comparados ao saudável. A perturbação térmica causada pelo processo de hipotermia, também foi dada como viável para evidenciar essa diferença, comparada ao regime estático do problema, destacando o potencial desse aumento ser proporcional à diminuição da temperatura de resfriamento superficial.

Palavras-chave: Termografia infravermelha, câncer de mama, contraste térmico, hipotermia, elementos finitos.

ABSTRACT

Breast cancer is the most incident type of cancer among feminine population and the second biggest death cause by cancer among women. The anomaly's detection in early phases is fundamental to increase the patient's chance of cure. This work presents a case study of a tridimensional model of the human breast with a tumour that is analyzed by the simulation of the process of a steady-state infrared thermography and after a hypothermia process. A bibliographic research is presented to contextualize the use of finite element tool on the investigation of influential thermophysical parameters in breast's superficial temperature. Pennes equation, that characterize the heat transfer of the problem is solved by the comercial software COMSOL Multiphysics. The obtained temperature data from the modification of the parameters of tumour dimension and thermophysical parameters, such as thermal recovery time and superficial cooling temperature were compared to a healthy model to understand their influences. Tumour dimension and thermal recovery time in the steady-state were responsible for the increase of the superficial temperature difference between models. Thermal disturbance caused by hypothermia was taken as viable to evidence that difference compared to the steady-state regime, highlighting a potential in the proportional increase due the decrease in cooling temperature.

Key-words: Infrared thermography, breast cancer, thermal contrast, hypothermia, finite element.

LISTA DE SIMBOLOS

FEM - Método dos elementos Finitos;

BEM - Método do elemento de contorno;

FVM - Método dos volumes finitos;

IRI - Imagens obtidas por termografia infravermelha;

MRI - Imagens obtidas por ressonância magnética;

CNN - Rede neural convolucional;

ρ – Densidade [kg/m^3];

c - Calor específico [J/kg.K];

k - Condutividade térmica [W/m.K];

σ - constante de Stefan-Boltzman;

Q_m - Geração de calor metabólica [W/m^3];

Q_ε - perdas de calor devido ao suor [W/m^3];

T – Temperatura [K];

T_a - Temperatura arterial [K];

T_s - Temperatura da pele [K];

T_f - Temperatura do ar [K];

ρ_b - Densidade do sangue [kg/m^3];

c_b - Calor específico do sangue [J/kg.K];

ω_b - Taxa de perfusão sanguínea [kg/s.m^3];

h_f - coeficiente de transferência de calor por convecção [W/m^2];

h_0 - constante de condução da superfície [W/m^2].

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Taxa de mortalidade feminina brasileira por câncer de mama em 40 anos.....	2
Figura 2 – Termograma utilizado para a detecção de câncer de mama.....	4
Figura 3 – Câmera infravermelha utilizada para gerar termogramas.....	7
Figura 4 - Fluxograma das etapas do estudo numérico.....	17
Figura 5 - Modelo e malha numérica do seio humano com tumor.....	18
Figura 6 – Corte de secção do modelo após análise do regime permanente.....	23
Figura 7 - Distribuição das temperaturas superficiais entre os modelos.....	24
Figura 8 - Corte de linha no arco de diâmetro superficial externo do modelo usado para coletar os dados de temperatura.....	26
Figura 9 - Temperaturas ao longo das superfícies dos modelos.....	26
Figura 10 - Corte de ponto no ponto máximo do diâmetro no eixo z usado para coletar dados de temperatura.....	28
Figura 11 - Máximas temperaturas superficiais em 180 segundos de recuperação térmica após a hipotermia de 5 °C em 60 segundos.....	28
Figura 12 - Máximas temperaturas superficiais em 180 segundos de recuperação térmica após a hipotermia de 10 °C em 60 segundos.....	30
Figura 13 - Máximas temperaturas superficiais em 180 segundos de recuperação térmica após a hipotermia de 15 °C em 60 segundos.....	31
Figura 14 - Diferenças de temperatura ao longo das superfícies dos modelos após o resfriamento superficial de 5 °C.....	32
Figura 15 - Diferenças de temperatura ao longo das superfícies dos modelos após o resfriamento superficial de 10 °C.....	33
Figura 16 - Diferenças de temperatura ao longo das superfícies dos modelos após o resfriamento superficial de 15 °C.....	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Parâmetros termofísicos do modelo da mama.....	19
Tabela 2 - Variáveis e Indicadores.	21
Tabela 3 - Instrumento de coleta de dados.	22
Tabela 4 - Temperatura superficial máxima após hipotermia.	36

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Formulação do Problema.....	1
1.2	Justificativa.....	4
1.3	Objetivo	5
1.3.1	Geral	5
1.3.2	Específicos.....	5
1.4	Estrutura do Trabalho	6
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	7
2.1	Termografia Estática.....	7
2.2	Termografia Dinâmica.....	9
2.3	Métodos Numéricos Aplicados	12
2.4	Modelos Cartesianos.....	13
2.5	Modelos Hemisféricos	14
3	METODOLOGIA.....	16
3.1	Tipo de pesquisa	16
3.2	Materiais e Métodos	16
3.3	Variáveis e Indicadores	20
3.4	Instrumento de coleta de dados	21
3.5	Tabulação dos dados.....	22
3.6	Considerações Finais do capítulo	22
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	23
4.1	Regime Estacionário.....	23
4.2	Regime Transiente.....	27
5	CONCLUSÃO.....	37
6	REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....	38

1 INTRODUÇÃO

1.1 Formulação do Problema

O câncer de mama é uma doença causada pela desordenada multiplicação de células da mama. Esse processo gera células anormais que se multiplicam, formando um tumor. Existem vários tipos de câncer de mama, sendo que alguns tipos têm seu desenvolvimento rápido e outros tipos crescem mais lentamente, dependendo da característica própria de cada tumor. O câncer de mama também acomete homens, porém é raro, representando apenas 1% do total de casos da doença. Sendo assim, o câncer de mama é um grupo heterogêneo de doenças, com comportamentos distintos (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, 2020).

De acordo com a OMS, o câncer de mama é o mais incidente entre as mulheres do mundo, com expressivos 24,2% do total de casos em 2018 e aproximadamente 2,1 milhão de casos novos sendo classificada como a quinta causa de morte por câncer em geral e a causa mais frequente de morte por câncer em mulheres (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, 2020).

Para o ano de 2020, o Instituto Nacional de Câncer apresenta uma estimativa de 66.280 novos casos no Brasil, sendo o tipo de câncer mais incidente entre as mulheres de todas as regiões do país. Já a taxa de mortalidade por câncer de mama apresenta um dado mais alarmante, para a população ajustada, essa taxa representa uma curva ascendente sendo a primeira causa de morte entre a população feminina brasileira com 14,23 mortes a cada 100.000 mulheres em 2019 (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, 2020).

A Figura 1 ilustra um gráfico da taxa de mortalidade por câncer de mama feminina, específicas por faixas etárias, por 100.000 mulheres entre os anos de 1979 a 2019.

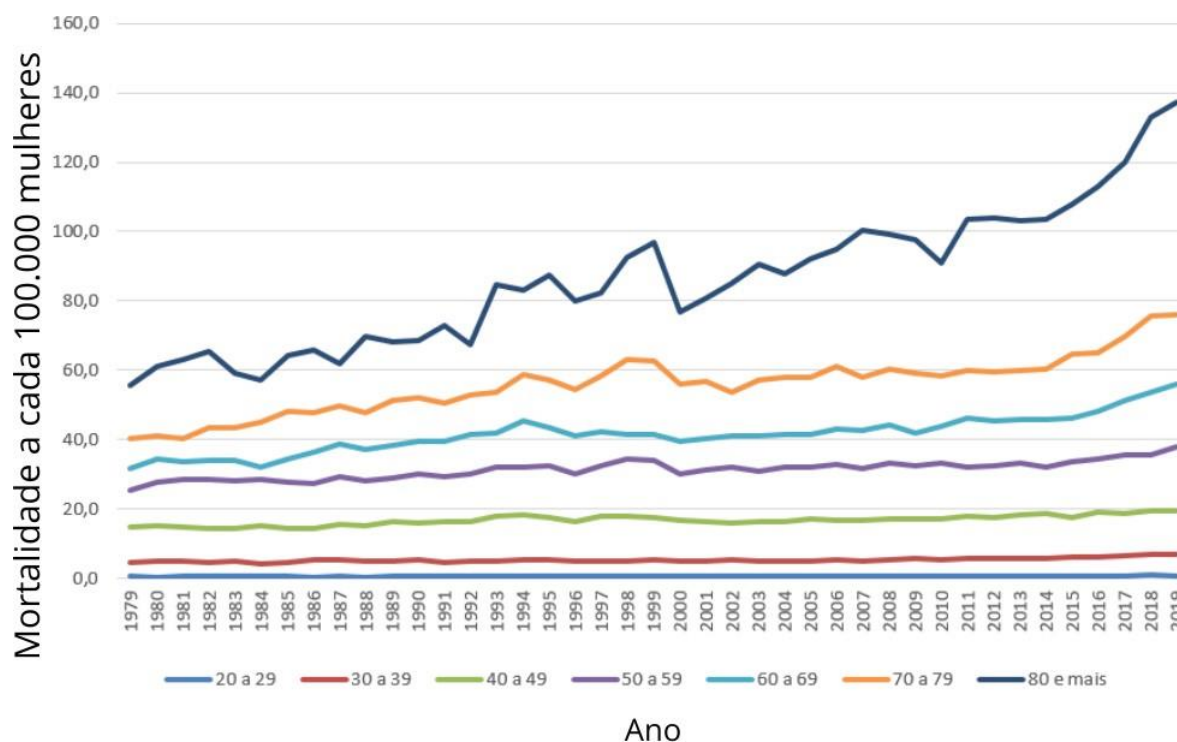


Figura 1 - Taxa de mortalidade feminina brasileira por câncer de mama em 40 anos.
Fonte: Instituto Nacional de Câncer (2020).

A Figura 1 demonstra como o crescente índice de mortalidade entre as mulheres é significativo para o problema. Ainda, entre as faixas etárias é possível verificar um aumento no número de mortos em idades mais elevadas.

Nos EUA, o câncer de mama é o tipo de câncer mais comum e o segundo mais mortal entre a população feminina. Estima-se que em 2019, 268.600 novos casos de câncer de mama foram registrados e que 41.760 mortes (15%) foram ocasionadas pela doença (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019).

A detecção do câncer de mama em suas fases iniciais é de suma importância para aumentar as chances de cura da paciente, bem como, a possibilidade de tratamentos menos agressivos e com taxas de sucesso satisfatórias. Todas as mulheres devem ser estimuladas a conhecer o seu corpo, a maior parte dos cânceres de mama é descoberta pelas próprias mulheres. O Ministério da Saúde recomenda que a mamografia de rastreamento seja ofertada para mulheres entre 50 e 69 anos, seguindo a orientação da OMS e de países que adotam esse tipo de rastreamento ((INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, 2015).

A mamografia é uma radiografia das mamas feita por um equipamento de raios X chamado de mamógrafo, capaz de identificar alterações suspeitas de câncer antes do surgimento dos sintomas (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, 2020). Todavia, nem sempre os

estágios iniciais da doença são diagnosticados precocemente apenas com a mamografia. Em vista disso, outras técnicas podem ser utilizadas para a assertividade do diagnóstico, como a ultrassonografia, ressonância magnética e a termografia infravermelha.

A termografia infravermelha é uma técnica de detecção da radiação infravermelha que possibilita a medição e o registro das qualidades térmicas de superfícies de objetos e pessoas, gerando uma imagem térmica, chamada de termograma, que exprime as variações de temperatura por meio de um espectro de cores, que seriam imperceptíveis a olho nu (CERDEIRA *et. al. apud* MERINO, Eugenio *et. al.*, 2018).

Para a indústria mecânica, o uso da termografia infravermelha, como técnica de inspeção em manutenções preditivas, tem se tornado fundamental na identificação de problemas como atrito, falta de lubrificação e desalinhamento de eixos. A técnica também é grande aliada para componentes elétricos, uma vez que é não destrutiva e não invasiva e se baseia na detecção da radiação infravermelha emitida naturalmente pelos corpos com intensidade proporcional à sua temperatura, possibilitando uma inspeção sem contato físico com a instalação ou equipamento, atribuindo destaque no contexto da indústria 4.0.

Já na medicina de detecção de câncer de mama, a termografia infravermelha possibilita a visualização do calor irradiado pela superfície da pele e que pode detectar anomalias de temperatura ocasionadas por tumores, ainda em fase de crescimento, se destaca por ser um método não-invasivo, sem contato, passivo, indolor, sem compressão, rápido, de baixo custo e sensível. Pode ser utilizada para mulheres de todas as idades com qualquer tamanho de mama e densidade (MILOSEVIC *et. al. apud* SIEBRA, Meklene *et. al.*, 2017).

Devido à complexidade dos padrões vasculares em um seio, as imagens obtidas com o uso da termografia infravermelha podem ser subjetivas e cabe ao leitor dessas imagens interpretá-las, o que pode levar a altas taxas de falso positivo e falso negativo sobre a técnica. Em vista disso, para promover um ganho na sensibilidade nos termogramas e reduzir tais fatídicos resultados, a termografia infravermelha dinâmica foi introduzida (AMRI, Amina *et. al.*). Essa técnica se diferencia da termografia estática por adicionar o fator tempo na análise e pode ser utilizada observando a recuperação térmica de um tecido submetido a uma perturbação térmica. Baseia-se no princípio de que a atividade metabólica e a circulação vascular, nos tecidos pré-cancerosos e na área em torno de um desenvolvimento de tumor da mama, são quase sempre maiores do que no tecido mamário normal, possibilitando a identificação por meio dessa diferença de temperatura (MILOSEVIC *et. al. apud* SIEBRA, Meklene *et. al.*, 2017).

Nesse sentido, para que uma otimização da técnica de termografia infravermelha dinâmica aplicada à medicina seja alcançada, e para um melhor entendimento do comportamento térmico da superfície da mama causada por tumores, diferentes modelos teóricos devem ser estudados. Dessa forma, tem-se a seguinte pergunta problema:

Partindo de um modelo do seio humano contendo um tumor, submetido à simulação numérica de um processo de hipotermia e observado durante sua recuperação térmica, quais são e de que forma os parâmetros do tumor e do processo influenciam na temperatura superficial da pele?

1.2 Justificativa

Embora a mamografia seja considerada uma técnica padrão para a detecção do câncer de mama, o desempenho desse método é menor em mulheres mais jovens, por apresentarem tecido mamário denso (MILOSEVIC *et al.*, 2014). Nesse sentido, o interesse da medicina pela termografia se justifica, por se tratar de uma técnica de aplicação generalizada para fins diagnósticos, prognósticos, cirurgias e monitoramento de pacientes.

O método abordado pode ser utilizado de forma adjuvante em diagnósticos de câncer de mama, que se destaca por ser um método de baixo custo, não-invasivo, indolor, rápido e que promove informações importantes à identificação do padrão mamário sem utilização de radiação ionizante, sendo essa uma importante vantagem em relação à convencional mamografia (SIEBRA, Meklene *et. al.*, 2017). A figura 2 mostra um termograma utilizado na medicina para essa finalidade.

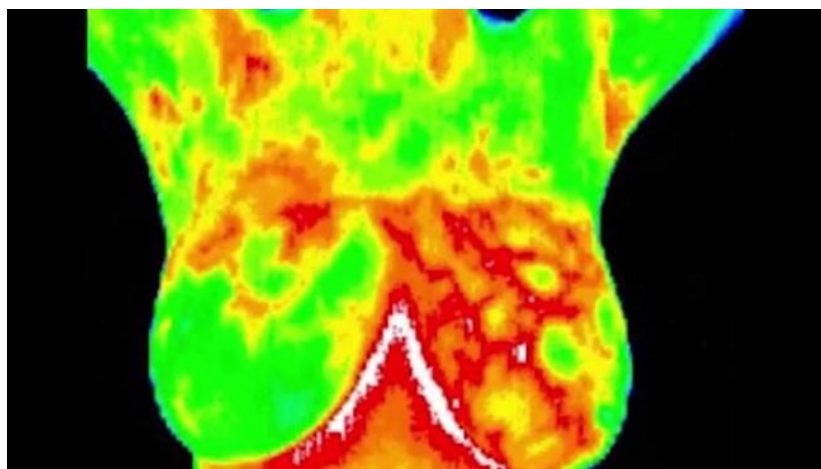


Figura 2 – Termograma utilizado para a detecção de câncer de mama.
Fonte: DRDEARMUS (2021).

A diferença de coloração das superfícies no termograma pode ser utilizada para a identificação de tecidos cancerosos. A discussão mostra de que forma a temperatura superficial pode evidenciar a presença do tumor e busca destacar os parâmetros maior e menor importância.

O presente trabalho tem como motivação a melhor compreensão do uso de métodos numéricos e fatores termodinâmicos aplicados a um importante método a fim de promover a evolução de diagnósticos e tratamento de uma doença tão pertinente e mortal na sociedade, o câncer de mama.

Tais análises podem contribuir na identificação de parâmetros biológicos e termodinâmicos para foco em estudos posteriores e aplicações referentes à termografia infravermelha.

1.3 Objetivo

1.3.1 Geral

Analisar modelos do seio humano e comparar parâmetros que influenciam a recuperação térmica deste modelo na presença de um tumor, utilizando como ferramenta, o método de elementos finitos associado ao uso do *software* comercial COMSOL Multiphysics, assimilando o estudo ao processo de termografia infravermelha dinâmica.

1.3.2 Específicos

- Contextualizar teoricamente tratamentos utilizados na biomedicina com o uso da tecnologia e ferramenta de Elementos Finitos;
- Elaborar um procedimento metodológico de uma simulação numérica estática e dinâmica;
- Analisar a influência da dimensão do tumor na temperatura superficial em modelos do seio humano;
- Comparar os modelos, a fim de identificar o nível de influência dos parâmetros para um possível uso da termografia infravermelha.

1.4 Estrutura do Trabalho

O presente trabalho tem sua estrutura dividida em cinco capítulos.

No capítulo 1 é apresentada a formulação do problema, a justificativa para seu estudo, os objetivos gerais e específicos e a pergunta-problema.

Em seguida, o capítulo 2 apresenta a fundamentação teórica sobre o uso do método de elementos finitos e diferentes modelos e soluções para o tema abordado com base em pesquisas que contribuíram para a realização do trabalho.

O terceiro capítulo, contempla a metodologia do projeto estudado, bem como as ferramentas, métodos e etapas da análise numérica utilizados para a realização da pesquisa e obtenção dos resultados.

Os resultados são apresentados e discutidos no capítulo 4. Por fim, a conclusão do trabalho é apresentada no capítulo 5.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para um melhor embasamento teórico, a revisão bibliográfica está subdividida em cinco assuntos que fundamentam o método e o estudo do presente trabalho, respectivamente, as termografias estática e dinâmica, os métodos numéricos aplicados e os modelos cartesianos e hemisféricos.

2.1 Termografia Estática

A termografia estática, ou os termogramas gerados a partir desse método, foram os primeiros a serem aplicados na medicina do câncer, após a percepção das diferenças de temperatura que a pele pode emitir na presença do tumor. O método conta com o uso de um equipamento sensível à radiação emitida pelas superfícies, gerando uma imagem térmica. A figura 3 ilustra um desses equipamentos.



Figura 3 – Câmera infravermelha utilizada para gerar termogramas.
Fonte: Site mreferramentas (2021).

No caso da mama, essa diferença é frequentemente entre 1 e 3 °C mais quente que a vizinhança da pele (LAWSON, 1956), fato este que se torna vantajoso para a termografia infravermelha ser aplicada, como adjunto, para diagnósticos e monitoramento do tumor.

Amri *et. al.* (2016) utilizaram modelos tridimensionais do seio humano para obter perfis de temperatura de suas superfícies, em regime estacionário, analisando seios com tumor e saudáveis. Os autores utilizaram dois métodos distintos para o estudo dos perfis térmicos, sendo o primeiro relacionado à magnitude do contraste térmico (C_{ss}), como esse é afetado pela profundidade e diâmetro do tumor, bem como, a densidade do seio. O segundo método se baseia em investigar a área de calor influenciada pela presença do tumor no modelo térmico. Nesse caso, o diâmetro da área de calor é definido por Fasey *et. al.* (1971) como FWHM (*Full Width at Half Maximum*), um parâmetro que considera o máximo diâmetro de uma área termicamente afetada, a partir de uma diferença de temperatura pré-estabelecida. Esse parâmetro foi calculado utilizando o contraste da temperatura entre os modelos (C_{ss}), saudável e com tumor, como referência.

Os resultados mostraram que o contraste térmico é dependente tanto da profundidade, quanto do diâmetro do tumor, sendo menos perceptível em tumores com profundidade maiores que 15 mm. O método da matriz da linha de transmissão foi usado para a solução numérica do problema. Os autores variaram parâmetros do tumor e do modelo como diâmetro, e profundidade do tumor e espessura dos tecidos de gordura e músculo do modelo. Os resultados numéricos ilustraram a dificuldade de se monitorar seios com menores densidades, através do método de termografia infravermelha, sendo esse, menos indicado para mulheres obesas. Apesar da dificuldade de se monitorar uma área de calor bem definida na prática, os resultados mostraram que o FWHM também é dependente da profundidade e diâmetro do tumor, entretanto, ocorreu uma dificuldade na associação do parâmetro à uma profundidade em específico.

Figueiredo *et. al.* (2018) propuseram uma técnica para estimar a profundidade do tumor de um câncer de mama, através de três modelos cartesianos construídos de silicone, em que obtiveram dados experimentais de temperatura da superfície com o uso de uma câmera infravermelha. Para simular a presença do tumor nas amostras, resistores foram centralizados em coordenadas específicas a fim de gerar calor e identificar a posição do mesmo. Os centros geométricos dos tumores foram efetivamente estimados em todos os casos. O erro máximo obtido na estimativa de profundidade foi de 3.82 mm. Os autores também demonstraram que um termograma auxiliar de um seio não depende do volume, da geração de calor e da condutividade térmica do tumor, através de análises numéricas feitas no software comercial COMSOL.

Gonzalez-Hernandez *et. al.* (2020) propuseram uma nova técnica para detectar e localizar um tumor maligno interno ao seio, baseada na solução inversa da transferência de calor utilizando o algoritmo de Levenberg-Marquardt, o que conferiu mais assertividade e velocidade na computação de dados, requerendo apenas 48 minutos. O método utilizou modelos digitais específicos de sete pacientes e imagens obtidas através da termografia infravermelha em posicionamento de brucos para detectar e localizar tumores malignos presentes nos seios. A técnica consistiu em três estágios: obtenção múltipla de termogramas; geração dos modelos digitais específicos das pacientes; e o método para detectar e localizar os tumores através dos termogramas e simulações numéricas.

As temperaturas obtidas nos termogramas foram geradas pelo software comercial ANSYS Fluent e lidos e processados no Matlab. Após a obtenção das imagens térmicas (IRI), uma região de interesse é obtida (ROI), a qual foi fator crítico para a determinação da performance do método. As estimativas feitas pelo método proposto foram comparadas com imagens obtidas por ressonância magnética (MRI). No caso do tamanho dos tumores, o parâmetro não excedeu 2 mm dos valores comparados aos obtidos por ressonância magnética. A geometria, no entanto, obteve um erro de 6,3 mm, considerando diâmetro e dimensões tridimensionais comparadas aos valores obtidos por MRI.

2.2 Termografia Dinâmica

O uso da termografia estática e a obtenção de termogramas através da termografia infravermelha são de fundamental importância para os assuntos aqui discutidos. Entretanto, existem variáveis que influenciam a temperatura da pele devido aos padrões complexos da distribuição vascular do seio humano. Por conta disso, surgiram problemas como falso positivo e negativo acerca das interpretações feitas sob essas variantes. Nesse sentido, a termografia dinâmica foi utilizada para aumentar a sensibilidade da obtenção das divergências de temperatura em termogramas, inserindo o parâmetro de tempo na análise depois de uma perturbação térmica causada na superfície observada.

He *et al.* (2006) investigaram em seu estudo parâmetros físicos como temperatura, fluxo sanguíneo e transporte de oxigênio de um tecido humano contendo um tumor quando irradiado a laser, e compararam os dados obtidos entre o tumor e o tecido saudável adjacente. Para essa análise, os autores se basearam em um modelo hemisférico do seio humano, contendo camadas

subcutâneas de gordura e glândulas, além do próprio tumor. Nesse modelo, é considerado uma rede de vasos sanguíneos, incluindo comprimento, largura e diâmetro, se diferenciando em secções específicas para cada tipo de vaso (entrada, saída, capilares saudáveis e capilares com tumor).

A discretização das equações governantes e elaboração de modelos de transporte do calor devido à irradiação a laser, fluxo sanguíneo e distribuição de oxigênio foram feitas separadamente de forma analítica. Com o auxílio de métodos numéricos de elementos finitos (FE), foi possível estabelecer relações diretas entre os modelos, obtendo as temperaturas médias do tumor durante a irradiação, a taxa de perfusão sanguínea em ambos os tecidos e a velocidade do fluxo do sangue nos capilares e vasos do tumor. Esses dados são traduzidos em gráficos e diagramas, evidenciando as diferenças entre o tecido normal e aquele com tumor, no centro e em sua periferia.

Em suma, é concluído que a variação da perfusão sanguínea e temperatura, pós-aquecimento, apresentam uma tendência de alteração maior no tecido com tumor, assim como ocorre com o gradiente de distribuição de oxigênio, sendo este maior a partir do centro do tumor. O artigo apresenta resultados consideráveis para o progresso da hipertermia em tratamentos de câncer, apesar de considerar diversas limitações em seu modelo, como os parâmetros geométricos não considerados e outros parâmetros utilizados de forma representativa ou deduzida.

Para investigar a efetividade do estresse térmico para a detecção de tumor, Amri *et. al.* (2016) utilizaram soluções numéricas em regime transiente para simular o resfriamento de modelos do seio humano numa temperatura constante e subsequente recuperação térmica. Investigaram os efeitos em que a temperatura e o tempo de resfriamento influenciam nesse contraste térmico, e outros parâmetros do tumor como profundidade e diâmetro já observados em regime permanente. Durante essa recuperação térmica, a máxima temperatura dos modelos com e sem tumor foram observadas e os dados da diferença máxima dessas temperaturas foram obtidas.

Em seus resultados, os autores observaram três características relevantes para o regime transiente, o tempo de resposta, o pico de temperatura transiente, e o tempo de observação correspondente. O tempo de resposta foi definido como o tempo que a temperatura máxima do modelo resfriado leva para chegar à temperatura máxima do modelo permanente; o pico transiente é a temperatura máxima obtida durante a recuperação térmica; e o tempo de observação correspondente representa o tempo entre ambas as características. Tanto o tempo

de resposta, quanto o pico transiente, se mostraram fortemente dependentes dos parâmetros do tumor, profundidade e diâmetro, o que dificultou a atribuição da profundidade de um tumor a menos que o diâmetro fosse conhecido. A utilização de valores inferiores de temperaturas não influenciou as análises significativamente. Enquanto o aumento do tempo de resfriamento aumentou o valor do pico de temperatura apenas para tumores superficiais.

Iljaž *et. al* (2019) apresentaram em seu artigo a influência do fenômeno da termorregulação em processos de hipotermia, e a importância da inclusão desse fator em simulações numéricas, a fim de aproximar tal reprodução da realidade. Para isso, os autores utilizaram um modelo numérico cilíndrico, não-homogêneo, composto de diferentes camadas de tecido da pele humana, incluindo um tumor de pele em seu estágio inicial, Clark II, e outro em seu estágio mais avançado, Clark IV. Para descrever a transferência de calor no modelo, os autores se basearam na equação de Pennes e a tomam como equação governante para todo o domínio do problema. Na inclusão dessa equação, foi desenvolvido um modelo de termorregulação, considerando a geração de calor por metabolismo e a perfusão sanguínea dos tecidos.

Para a solução dessas equações, o método dos elementos de contorno foi utilizado, e após um processo de hipotermia simulado em ambas as situações (com e sem a presença da termorregulação), os resultados mostraram diferenças de temperatura ao longo do processo e evidenciaram como esse parâmetro pode influenciar em diagnósticos que utilizam processos como a termografia dinâmica. Ainda nesse modelo, os autores apresentaram uma análise de 56 diferentes parâmetros, priorizando por influência na resposta de temperatura na termorregulação, e atribuindo a importância do conhecimento de alguns desses parâmetros para uma melhor precisão em estudos e simulações que reproduzam tal processo.

Gomboc *et. al.* (2021) propuseram em seu trabalho uma configuração experimental de um dispositivo de resfriamento para termografia dinâmica utilizando um disco de metal feito de latão e uma pastilha Peltier. Os autores criaram um modelo, utilizando o método numérico de elementos de contorno (BEM) como adjunto da equação de Pennes, a fim de demonstrar a influência de uma temperatura constante de resfriamento que induz a quantidade de calor penetrado e posteriormente um melhor contraste durante a recuperação térmica de um tecido de pele humana contendo melanoma. O modelo da pele é composto por diferentes camadas de tecido: a epiderme, a derme papilar, a derme reticular, gordura, músculo, o tecido canceroso e o disco de metal. O disco de metal nesse modelo teve a função de evitar o contato direto da

pastilha com a pele, agindo como um armazenador de calor e regulador da temperatura durante o resfriamento. Outra vantagem consistiu na facilidade de fixação dos termopares proporcionada pela presença da placa.

Como conclusão, os autores perceberam pouca influência no posicionamento dos termopares em relação à espessura da placa. Para o efeito na velocidade de resfriamento, os parâmetros mais influentes são o coeficiente de regulação e a espessura do disco, sendo essa última responsável pela homogeneidade da superfície de resfriamento, sendo desejado um disco fino para respostas e regulações de temperatura mais rápidas. As análises também mostraram que o tamanho da lesão de melanoma não afeta a temperatura de resfriamento, sendo um fator desejado para aplicação em Imagens de Termografia Dinâmica (DTI).

2.3 Métodos Numéricos Aplicados

Problemas de engenharia podem ser resolvidos através de diferentes metodologias, sendo que a solução por métodos numéricos proporciona uma série de pontos positivos que colaboram para uma melhor compreensão dos fenômenos com um bom balanceamento entre tempo, custo e qualidade.

Os métodos numéricos são aplicações de algoritmos pelas quais é possível formular e resolver problemas matemáticos usando operações aritméticas menos complexas. O objetivo principal da análise numérica é encontrar soluções “aproximadas” para problemas complexos.

Diferentes métodos numéricos foram utilizados para discretizar e auxiliar na computação e velocidade das simulações discutidas no presente trabalho. Nesse subitem, são descritos alguns desses métodos desenvolvidos e aplicados no estudo do câncer de mama.

Ramšak *et. al.* (2014) apresentaram a aplicação de vários domínios do método dos elementos de contorno (BEM) para potenciais problemas que utilizam elementos de contorno mistos, a fim de testar o método numérico desenvolvido para solucionar problemas variados sob condições extremas de seu modelo. Para o método, relações de eficiência, robustez e precisão são demonstradas na solução de nove milhões de nós da malha em poucos dias. É conseguido um marco de 1 milhão de nós solucionados em 1 hora.

Em trabalho posterior, Ramšak *et. al.* (2017) desenvolveram o mesmo método aplicado à simulação de um processo de liofilização (secagem através de sublimação) em modelo representando um frasco e compararam os resultados à prática com um teste realizado com leite

desnatado. Após comparados, os resultados foram considerados apropriados, precisos e relativamente rápidos pelos autores, desde que seja utilizada uma malha apropriada.

Sami Ekicia e Hushang Jawzal (2020) revisaram a literatura relacionada a imagens térmicas e ao uso de termografia no monitoramento de câncer de mama e desenvolveram um software para a detecção de câncer de mama automática, através do processamento de imagens térmicas detectando a presença de sinais do tumor. Para esse feito, um aplicativo próprio do software conta com 5 distintos processos que garantem a eficácia do diagnóstico; a aquisição dos dados, coletados através de uma câmera termográfica ultrasensível; o pré-processamento das imagens, que as seleciona e organiza através de centralizações e traduções desses dados; segmentação, que localiza os alvos dentro de cada imagem facilitando a extração de características; a extração de características, feito pela rede neural convolucional (CNN), que coleta as informações das imagens a serem diagnosticadas; e classificação, realizada através de uma predeterminação na matriz do software, que compara as imagens obtidas e as classifica como saudáveis e não saudáveis. Os autores apresentaram uma eficácia de 98.95% em seus testes realizados em 140 pacientes.

2.4 Modelos Cartesianos

As simulações de temperatura e análises de termogramas até então discutidos, se apresentam sob o uso de modelos de diferentes devido a cada aplicação. Devido à essa complexidade, modelos cartesianos, ou seja, modelos que apresentados com uma geometria simplificada, são uma opção para tratar o problema de maneira mais rápida para a obtenção de resultados por métodos numéricos.

Agnelli *et. al.* (2011) apresentaram uma metodologia simples para a estimativa de parâmetros termofísicos e geométricos da região do tumor contido num modelo cartesiano, obtidos a partir da temperatura superficial da pele, através da termografia infravermelha. Para ambos os problemas, o método dos elementos finitos (FEM) foi utilizado com adição do método da pesquisa de padrões para facilitar a estimativa dos parâmetros e minimizar o erro entre os dados sabidos e estimados. O primeiro problema consistiu em estimar a localização, profundidade, espessura e tamanho do tumor, assumindo todos os outros parâmetros conhecidos. O segundo é relacionado à estimativa da fonte de calor metabólica da região com tumor, tendo conhecimento da localização do centro e do tamanho do tumor. Ambos foram tratados em duas e três dimensões. Em ambos os casos, foi possível determinar os parâmetros desejados, mesmo com a adição de 5% e 10% de ruído nos dados de entrada. O método se

mostrou bastante promissor na localização de regiões com tumor, como nódulos de melanoma, assim como estimar os parâmetros mencionados quando utilizado como adjunto a procedimentos de tratamento de câncer.

Koushik Das e Subhash C. Mishra (2013) validaram um modelo 2D da pele humana contendo um tumor e estimaram a localização, espessura e perfusão sanguínea do tumor a partir da temperatura superficial da superfície da pele. Os autores utilizaram do método dos volumes finitos (FVM) e um algoritmo genético (GA) para simular e otimizar os dados obtidos, respectivamente, sendo este último responsável por resolver iterativamente o problema de transferência de calor proposto a fim de aproximar de maneira assertiva as estimativas realizadas no projeto. O modelo retangular de $L = 5$ cm e dimensões $(2L \times L)$ foi considerado isotérmico em relação a temperatura corporal na parte inferior, adiabático nas laterais esquerda e direita, exposta à uma convecção com temperatura ambiente de 20 °C e coeficiente de convecção de $20 \text{ W.m}^{-2}\text{K}^{-1}$ e um tumor de dimensões $(L/4 \times L/4)$ localizado em diferentes posições.

Os autores observaram uma constância na temperatura superficial do modelo quando o tumor estava ausente, e quanto mais próximo à superfície e quanto maior esse tumor, maior a temperatura obtida, chegando à $0,55$ °C de diferença. Ao estimar os parâmetros de perfusão sanguínea, espessura e localização do tumor, obtiveram um erro máximo de $2,55\%$ ao estimar dois parâmetros simultaneamente e $4,93\%$ quando eram três simultâneos.

2.5 Modelos Hemisféricos

Com a intenção de melhorar a assertividade dos dados de temperatura obtidos em simulações do método da termografia infravermelha, modelos hemisféricos são preferidos por se aproximarem da realidade do seio humano quando comparados aos modelos cartesianos. Tal aproximação proporciona uma melhor qualidade e assertividade de termogramas e variáveis que são diretamente influenciados pela geometria do modelo estudado.

Em um trabalho continuado, Koushik Das e Subhash C. Mishra (2014) aplicaram o método dos elementos finitos para resolver uma simulação numérica para a temperatura superficial do seio humano, sendo possível estimar o tamanho e a localização do tumor com boa precisão. Um modelo 3D da mama foi gerado a fim de se aproximar da realidade, entretanto uma simplificação 2D para a solução da equação de Pennes foi descrita e justificada para

apresentar uma nova curva de ajuste, a qual conferiu um tempo computacional insignificante, comparado às estimativas realizadas com o uso de GA.

Figueiredo *et. al.* (2020), apresentam em seu trabalho análises detalhadas de alguns parâmetros termo físicos presentes em problemas envolvendo hipertermia no estudo e tratamento de câncer. Nesse estudo, os autores evidenciaram quais parâmetros devem ser tratados como reais fatores limitantes e quais o conhecimento sobre eles não se mostra relevante para a localização do tumor no uso de técnicas de detecção de câncer, a partir de temperaturas superficiais da pele. O fenômeno é analisado em um modelo 3D hemisférico do seio humano, criado e simulado com o uso do COMSOL Multiphysics, contendo quatro camadas de tecido: pele, gordura, glândula mamária e músculo. Para que esse tipo de análise fosse possível, o artigo traz uma alternativa no método de análise do tumor, sendo essa uma comparação feita entre o modelo do seio humano com tumor, e o próprio modelo, mas esse último, sem o tumor. A partir disso, foi possível a avaliação de parâmetros do tumor como, profundidade, tamanho, geração de calor, perfusão sanguínea e condutividade térmica, como também a perfusão sanguínea e condutividade térmica nas regiões saudáveis do seio.

O estudo também traz uma avaliação da influência da espessura de gordura do seio, e influencias físicas do ambiente como a variação do coeficiente de convecção e a temperatura do ar. Após o levantamento de perfis de temperatura que evidenciaram a influência de cada parâmetro na perturbação da temperatura superficial dos modelos, os autores certificaram a possibilidade de se estimar o centro geométrico do tumor, sem a necessidade de se conhecer o tamanho, metabolismo, perfusão sanguínea e condutividade térmica do tumor, além da pouca influência que propriedades dos tecidos do seio representam nesse tipo de diagnóstico. Tais informações contribuem para a simplificação no uso da termografia infravermelha em diagnósticos de câncer de mama.

Nesse sentido, o presente trabalho apresenta um estudo comparativo entre dois modelos numéricos hemisféricos, evidenciando alguns parâmetros em função da temperatura superficial, e busca respostas entre possíveis métodos da termografia infravermelha estática e dinâmica.

3 METODOLOGIA

Este capítulo apresenta a metodologia utilizada para o desenvolvimento do estudo. São abordados o tipo de pesquisa, os materiais e métodos, variáveis e indicadores, instrumentos de coleta de dados, tabulação dos dados e as considerações finais.

3.1 Tipo de pesquisa

É de grande importância classificar o tipo de pesquisa, de acordo com o problema a ser estudado, que abrange as influências de parâmetros termo físicos na temperatura superficial de um modelo numérico representativo de um seio humano. Dessa forma, a pesquisa é classificada quanto à forma de abordagem e quanto aos procedimentos técnicos.

O estudo de caso, de acordo com Yin apud Gil (2008), “o estudo de caso é um estudo empírico que investiga um fenômeno atual dentro do seu contexto de realidade, quando as fronteiras entre o fenômeno e o contexto não são claramente definidas e no qual são utilizadas várias fontes de evidência.”

Já de acordo com os procedimentos técnicos, a pesquisa é classificada como pesquisa bibliográfica e como estudo de caso. Segundo Fonseca (2002) “A pesquisa bibliográfica é feita a partir do levantamento de referências teóricas já analisadas, e publicadas por meios escritos e eletrônicos, como livros, artigos científicos, páginas de web sites.”

E assim, a pesquisa é considerada como bibliográfica e como estudo de caso, pois, inicialmente, é feito um levantamento das referências teóricas sobre técnicas e modelos que utilizam a termografia infravermelha. Posteriormente, é feito um estudo de caso de um modelo para obter os resultados da pergunta problema do trabalho.

3.2 Materiais e Métodos

O presente trabalho apresenta o fenômeno da transferência de calor em um modelo 3D hemisférico do seio humano como domínio. Tanto a modelagem quanto a análise numérica foram realizadas com o auxílio do software comercial COMSOL Multiphysics e com os dados obtidos, foram gerados gráficos com o uso do software matemático Scilab. A figura 4 apresenta um esquema das etapas do estudo.

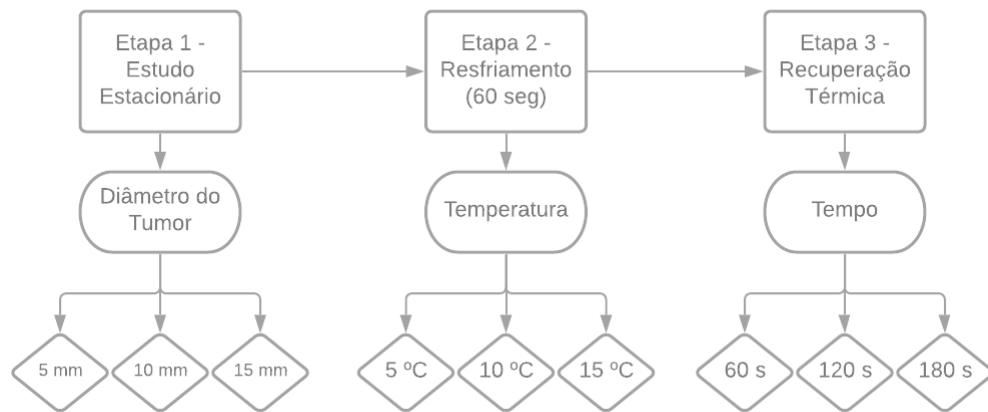


Figura 4 – Fluxograma das etapas do estudo numérico.
Fonte: Pesquisa direta (2021).

Na etapa 1, as diferenças de temperaturas superficiais entre os modelos são comparadas em função do diâmetro do tumor em um estudo estacionário. O modelo foi submetido à troca convectiva de calor natural entre a superfície externa do modelo com o ambiente. A temperatura da base do modelo foi definida como a temperatura do corpo.

Na etapa 2, a temperatura de resfriamento é adotada como parâmetro de comparação, em que a superfície do modelo é resfriada durante um período de $t_{\text{resf}} = 60$ segundos em temperaturas distintas de 5, 10 e 15 °C.

Na última etapa, a temperatura definida sobre a superfície de resfriamento é retirada, e então, a recuperação térmica é observada através da análise do contraste térmico da superfície em função dos dados obtidos após a etapa de resfriamento e evidenciados os resultados nos períodos de 60, 120 e 180 segundos.

A malha adotada para ambos os modelos teve a física controlada com o tamanho de elemento normal totalizando em média 4700 elementos em todo seu domínio.

O modelo numérico, que contempla a glândula mamária e o tumor como tecidos biológicos homogêneos e independentes, foi adotado com o raio de $r = 45$ mm como ilustrado na Figura 5. Já para o tumor, foram adotados três diâmetros distintos, $d = 5, 10$ e 15 mm, posicionados a uma distância de 5 mm entre o topo do tumor e a superfície superior do modelo térmico.

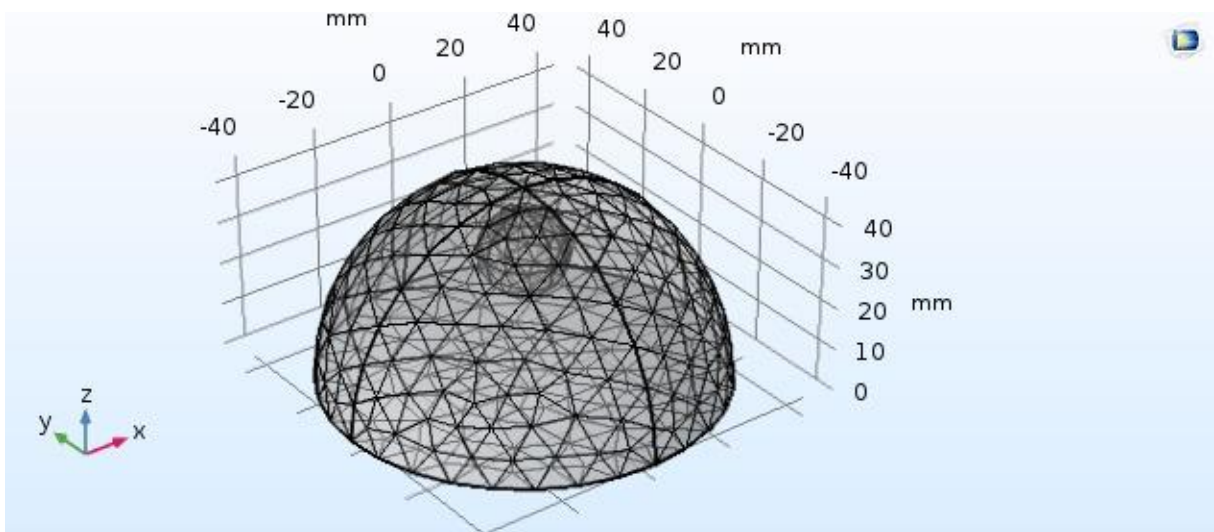


Figura 5 – Modelo e malha numérica do seio humano com tumor.
Fonte: Pesquisa direta (2021).

A Figura 5 é a captura de tela do *software* COMSOL Multiphysics que representa o modelo numérico já representado por sua malha.

Em momento inicial houve uma análise estática do problema, em que são comparados o modelo saudável e outro com tumor; em um segundo momento, um resfriamento superficial do modelo foi representado, controlando parâmetros como tempo e temperatura de resfriamento; e por fim, a recuperação térmica dos modelos foram observadas e comparadas em função da variação dos parâmetros comentados.

Baseado em protocolos médicos que normalizam o uso da termografia infravermelha em regime estacionário, a transferência de calor em tecidos biológicos pode ser descrita através da equação de biotransferência de calor de Pennes (PENNES, 1948), descrita abaixo:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T - \omega_b \rho_b c_b (T - T_a) + Q_m \quad (1)$$

em que ρ , c e k denotam densidade, calor específico e condutividade térmica do tecido; ρ_b , c_b , são a densidade e calor específico do sangue, ω_b a taxa de perfusão sanguínea; Q_m a geração de calor metabólica; T_a a temperatura do fluxo de sangue arterial adotada como constante e T a temperatura da mama.

A temperatura do sangue adotada nesse trabalho será equivalente à ideal do corpo de $T_c = T_b = 37^\circ\text{C}$. As demais propriedades termofísicas estão descritas na tabela 1:

Tabela 1 - Parâmetros termofísicos do modelo da mama.

Camadas da mama	Densidade (kg/m ³)	Calor específico (J/kg K)	Condutivida de Térmica (W/mK)	ω_b (Kg/s.m ³)	Q_m (W/m ³)
Glândula mamária	1050	3770	0.48	0,72	700
Tumor	1050	3770	0.48	14,74	65400
Sangue	1100	3300	0.45	-	-

Fonte: Adaptado de Amri *et. al.* (2016)

A perda de temperatura na superfície do seio devido à convecção, radiação e evaporação do suor pode ser expressa pela equação:

$$-k \frac{\partial T}{\partial n} |_{pele} = h_f (T_s - T_f) + \sigma \varepsilon (T_s^4 - T_f^4) \quad (2)$$

em que n é o vetor normal à superfície; h_f é o coeficiente de transferência de calor por convecção; T_s e T_f são as temperaturas da pele e do ar do ambiente, respectivamente; ε é a emissividade da pele e σ a constante de Stefan-Boltzman; Q_ε as perdas de calor devido ao suor.

Devido à sensibilidade de termogramas às condições de temperatura, umidade e circulação de ar do ambiente, há a necessidade de se controlar a captura dos dados perante protocolos restritos para garantir a viabilidade e consistência das imagens térmicas (DRAPER, 1971). A temperatura da sala deve estar entre 18-22 °C para minimizar a troca convectiva e eliminar a produção de suor na superfície de interesse. Os instrumentos de medição e outros equipamentos devem ser mantidos fora do alcance da sala de exame para evitar influências térmicas. Para os pacientes, é recomendado evitar o consumo de álcool, grandes refeições, ingestão de café, exercícios físicos, banhos de sol, aplicação de cosméticos ou fumar antes do exame.

Com todos os protocolos sendo seguidos, as condições de contorno para a equação (2) podem ser reduzidas a:

$$-k \frac{\partial T}{\partial n} \Big|_{pele} = h_0 (T_s - T_f) \quad (3)$$

em que h_0 é a constante de condução da superfície, representada pela adição dos componentes de radiação e convecção:

$$h_0 = h_{conv} + h_{rad} \quad (4)$$

validada por Osmar e Afify (1984) como $h_0 = 13.5 \text{ W/m}^2 \text{ } ^\circ\text{C}$ em seu trabalho. Nesse estudo será adotado um coeficiente de convecção de mesmo valor para o mecanismo de convecção na superfície do modelo, sendo a parcela referente à radiação na equação (2), desconsiderada na simulação.

3.3 Variáveis e Indicadores

Segundo Lakatos *et al.* (2003) uma variável pode ser considerada como uma classificação ou medida, uma quantidade que varia, que contém ou apresenta valores, aspecto, propriedade ou fator, discernível em um objeto de estudo e passível de mensuração.

Tadachi e Flores (1997) afirmam que “indicadores são formas de representação quantificáveis das características de produtos e processos”. Eles são usados para controlar e melhorar a qualidade de produto e processos ao longo do tempo.

Nesse sentido, faz-se necessária a apresentação das variáveis utilizadas que envolvem o modelo, bem como os indicadores que influenciam no processo de transferência de calor abordado neste trabalho. As variáveis e os indicadores são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Variáveis e Indicadores.

Variáveis	Indicadores
Modelo	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura do sangue; - Temperatura do ambiente; - Densidade do tumor; - Densidade da glândula mamária; - Densidade do sangue; - Calor específico do tumor; - Calor específico da glândula mamária; - Calor específico do sangue; - Condutividade térmica do tumor; - Condutividade térmica da glândula mamária; - Condutividade térmica do sangue; - Geração de calor metabólica do tumor; - Geração de calor metabólica do sangue; - Coeficiente de condução na superfície;
Regime permanente	<ul style="list-style-type: none"> - Diâmetro do tumor - Diferença de temperatura máxima
Regime transiente	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura de resfriamento - Tempo de recuperação

Fonte: Pesquisa Direta (2021).

3.4 Instrumento de coleta de dados

O método de Elementos Finitos foi utilizado para discretizar e solucionar as equações matemáticas permeados pelo problema. As vantagens e desvantagens dessa ferramenta estão descritas na Tabela 3.

Tabela 3 - Instrumento de coleta de dados.

Técnica de Coleta	Vantagens	Desvantagens
Elementos Finitos	<ul style="list-style-type: none"> - Previsibilidade de resultados em experimentos; - Flexibilidade de variação de parâmetros; - Baixo custo; 	<ul style="list-style-type: none"> - Assertividade dos dados devido ao mau uso/falta de conhecimento teórico; - Modelo teórico.

Fonte: Pesquisa direta (2021).

3.5 Tabulação dos dados

Para a tabulação dos dados, o software comercial COMSOL Multiphysics é capaz de diagramar os resultados obtidos pela simulação numérica. Tal ferramenta permitiu a geração de diagramas termográficos que serão utilizados para a discussão ao longo do trabalho.

Além disso, o *software* Scilab foi utilizado para cruzar os dados entre os modelos gerados pelo COMSOL, o que proporcionou uma comparação direta dos parâmetros de temperatura máxima.

3.6 Considerações Finais do capítulo

De maneira geral, a metodologia utilizada para o trabalho foi apresentada junto às ferramentas utilizadas para a concretização da pesquisa, cujos instrumentos escolhidos, estão de acordo com o objeto proposto na mesma.

No capítulo seguinte serão apresentadas as análises dos resultados relativos, obtidos pela simulação numérica e discretizados.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesse estudo, a influência de parâmetros físicos como o tamanho do tumor e a temperatura de resfriamento superficial é investigada. Primeiramente são discutidos resultados obtidos da simulação em estado estacionário, evidenciando a presença e influência do tamanho do tumor nos modelos. Para o ensaio do processo de hipotermia, foram escolhidas três temperaturas distintas de resfriamento, relacionando esse parâmetro ao tamanho e ao tempo de recuperação térmica que, posteriormente, é discutida e evidenciada sua influencia para o processo.

4.1 Regime Estacionário

As simulações numéricas de quatro modelos do seio, um saudável, e outros três contendo um tumor nos diâmetros de 5, 10 e 15 mm foram realizadas. Um corte na secção do modelo representado pela figura 6 apresenta a influência térmica causada pela presença de um desses tumores.

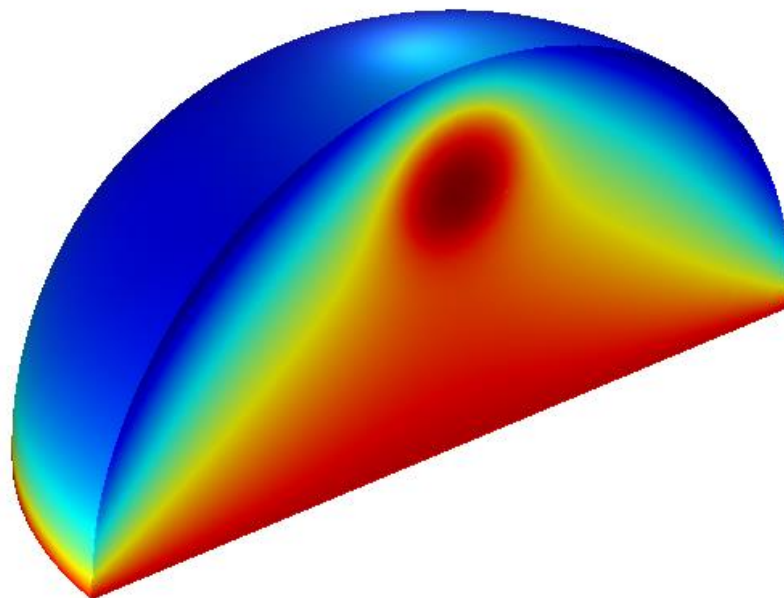
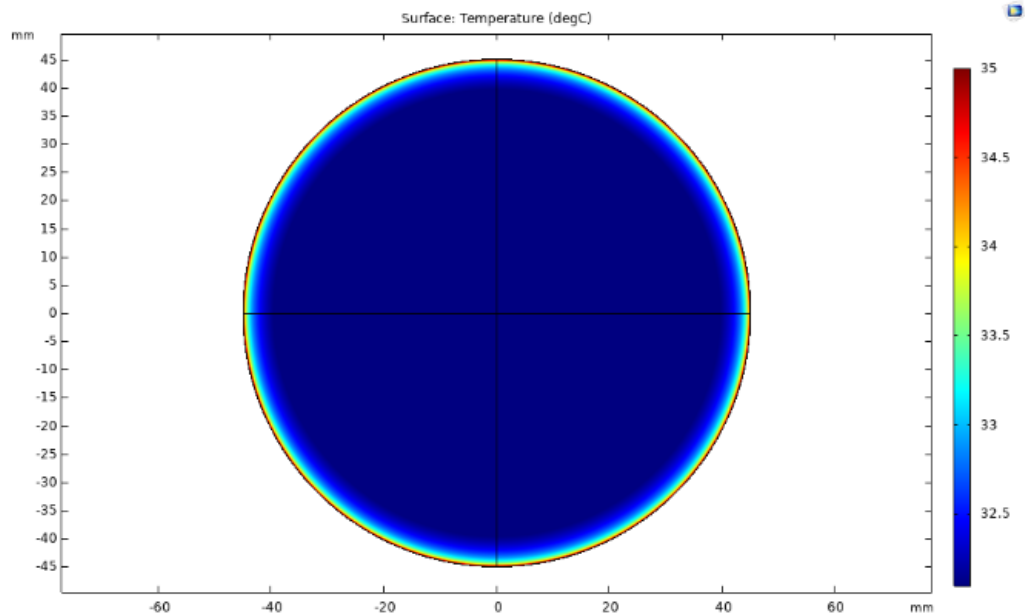
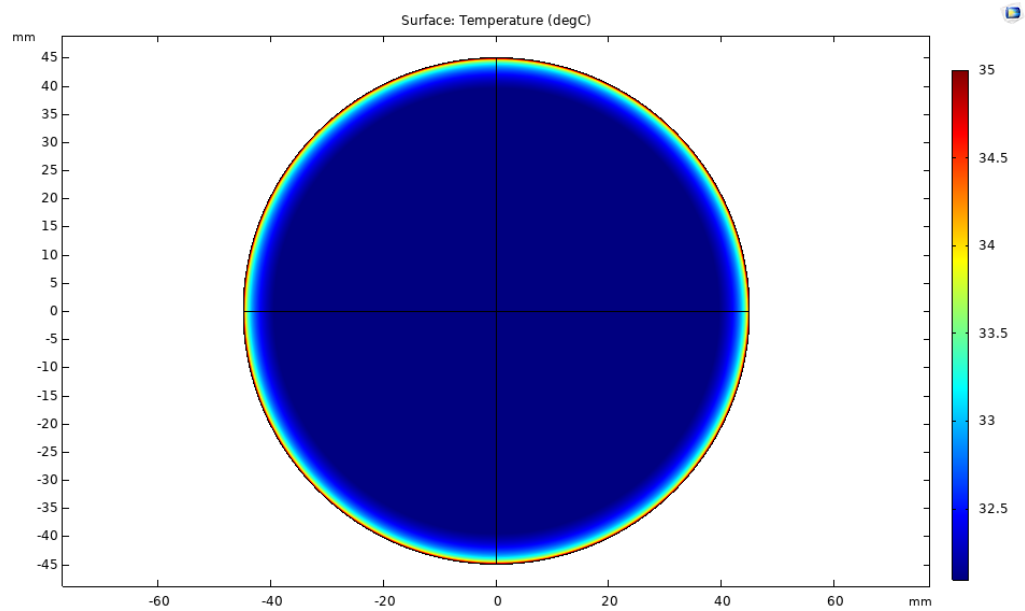


Figura 6 – Corte de secção do modelo após análise do regime permanente.
Fonte: Pesquisa direta (2021).

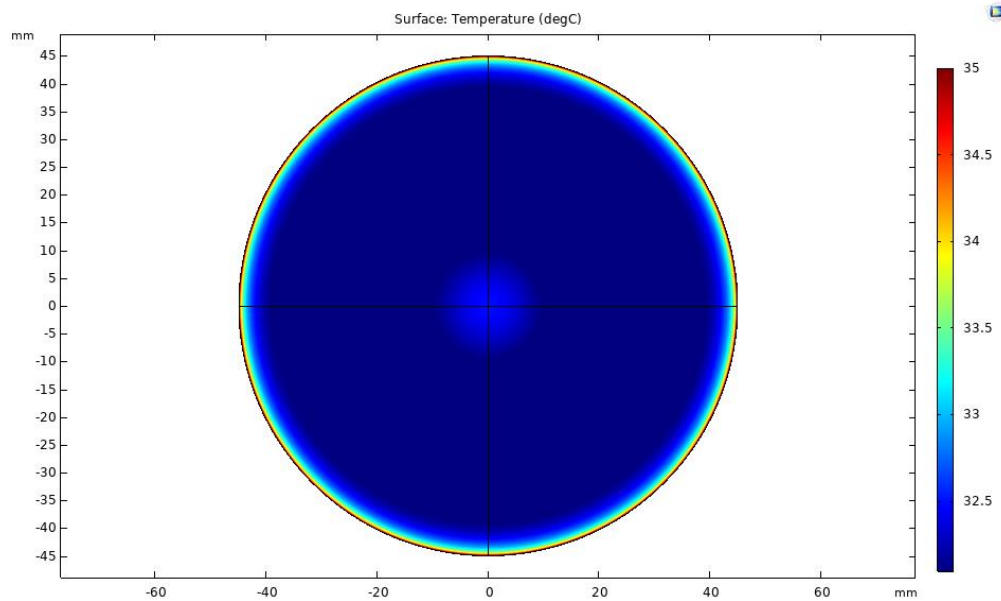
Um diagrama que representa a distribuição das respectivas temperaturas superficiais externas da mama em regime estacionário foi gerado com o objetivo de analisar as informações nas termografias infravermelhas simuladas, conforme apresentado na Figura 7.



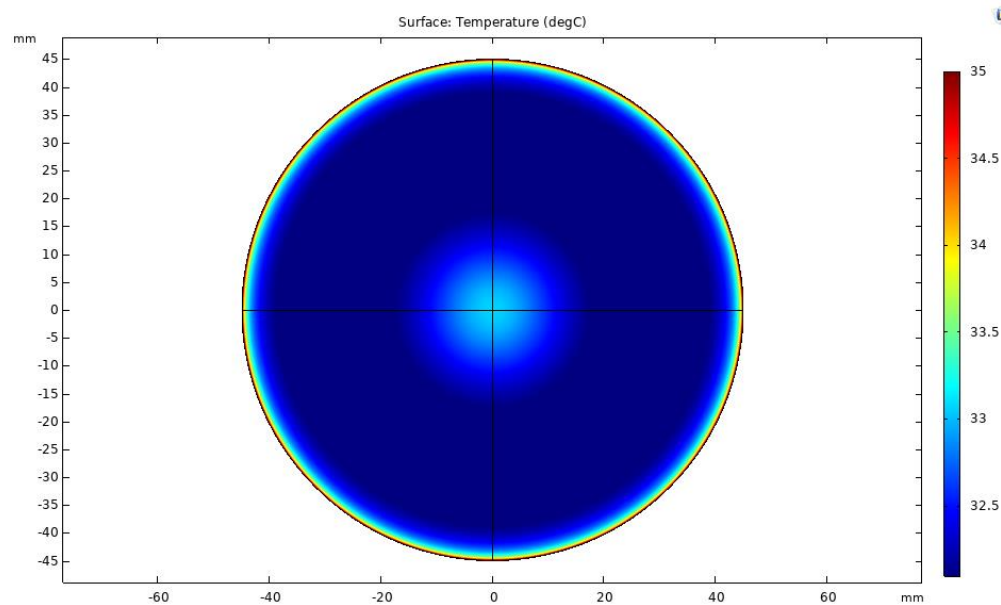
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 7 – Distribuição das temperaturas superficiais entre os modelos: (a) Modelo Saudável; (b) Modelo com tumor de diâmetro de 5 mm; (c) Modelo com tumor de diâmetro de 10 mm; (d) Modelo com tumor de diâmetro de 15 mm.

Fonte: Pesquisa direta (2021).

A diferença de cores no centro de cada modelo é expressa de forma a evidenciar uma tendência crescente da temperatura superficial em decorrência do tamanho do tumor.

Para um melhor entendimento da distribuição de temperatura nas termografias, bem como a diferença entre os modelos com tumor e o saudável, gráficos bidimensionais contendo

os dados obtidos em 137 pontos centrais da circunferência desse diâmetro foram gerados. A Figura 9 apresenta os gráficos de linha da distribuição de temperatura ao longo do arco, representado pela Figura 8, e a diferença entre elas comparadas ao modelo saudável.

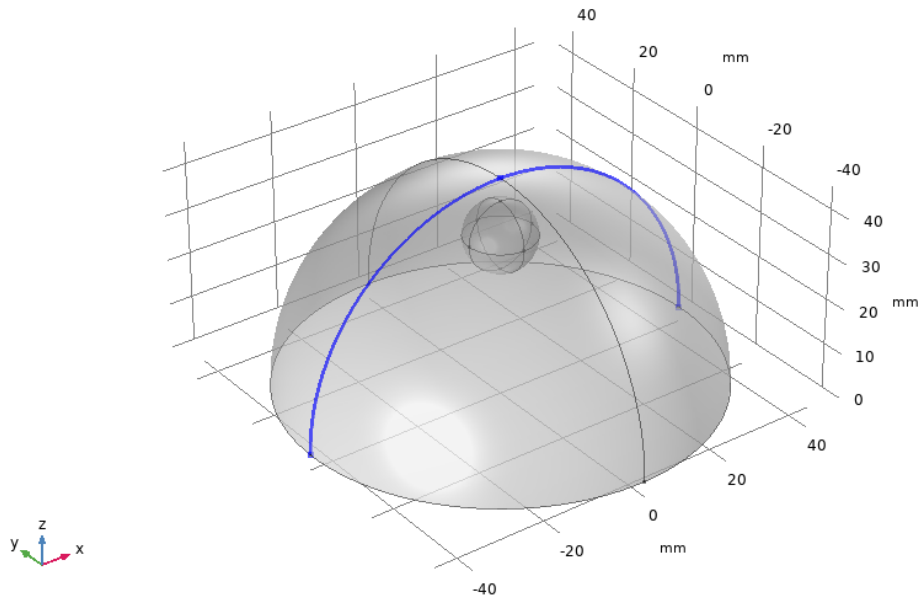
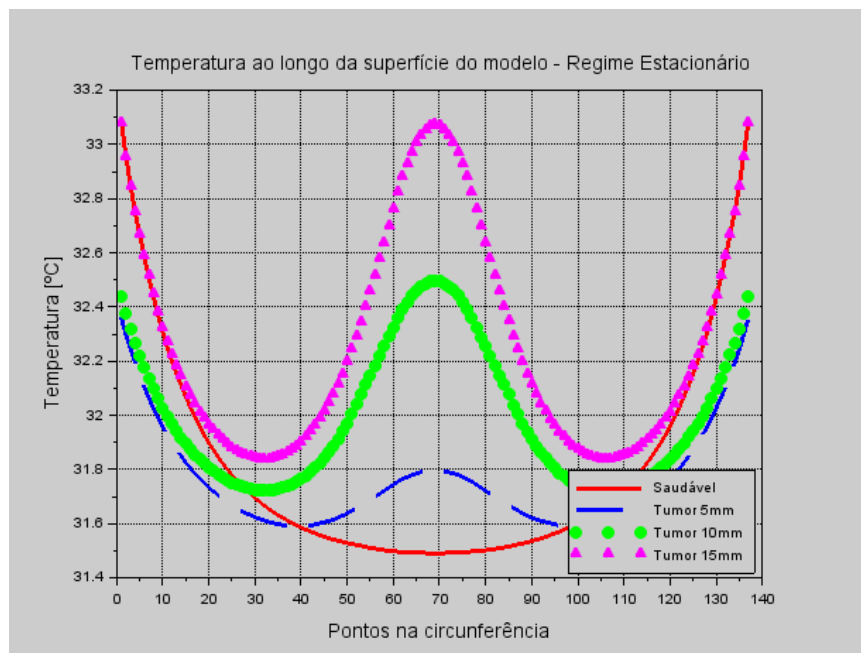
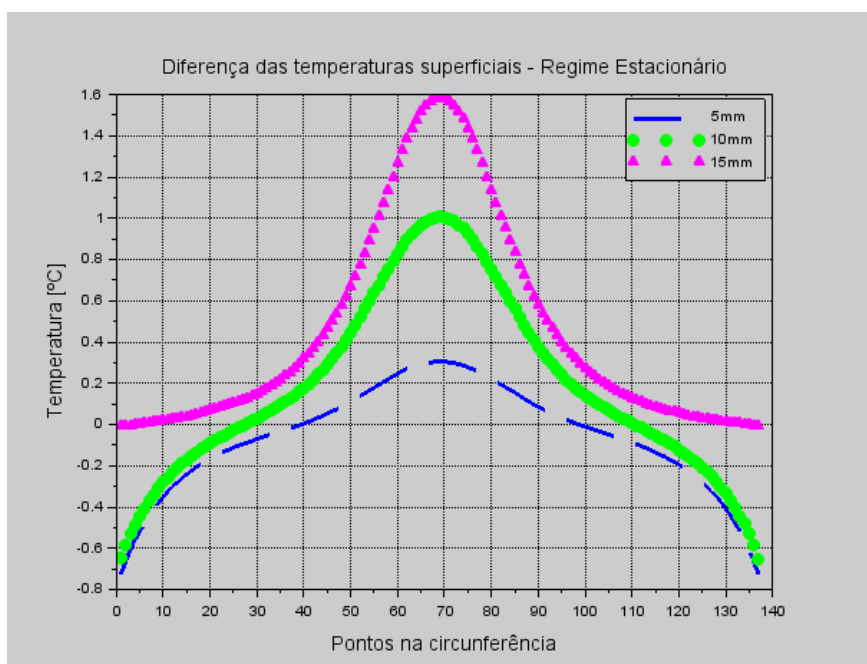


Figura 8 – Corte de linha no arco de diâmetro superficial externo do modelo usado para coletar os dados de temperatura.

Fonte: Pesquisa direta (2021).



(a)



(b)

Figura 9 – Temperaturas ao longo das superfícies dos modelos: (a) Temperaturas superficiais, (b) Diferenças das temperaturas superficiais.

Fonte: Pesquisa direta (2021).

Os gráficos mostram como a presença dos tumores e sua proximidade com o ponto central do modelo influenciam com demasiada efetividade tal área, sendo representada com uma forma parabólica de distribuição de temperatura.

Nessa análise, pôde ser registrado uma diferença máxima de temperatura entre os modelos de 1,58 °C para o maior tumor de 15 mm de diâmetro, seguidos por uma diferença máxima de 1 °C para o tumor de 10 mm e 0,3 °C para o de 5 mm.

4.2 Regime Transiente

Nessa etapa do estudo, a simulação de um processo de hipotermia foi proposta, a fim de investigar os efeitos na temperatura superficial provenientes desse resfriamento. Foram escolhidas três temperaturas distintas de 5 °C, 10 °C e 15 °C para o resfriamento das superfícies que permaneceram constantes no modelo durante 60 segundos. Por fim, verificou-se a recuperação térmica dos modelos, isto é, a distribuição de temperatura nestes, mediante à retirada da condição de contorno de resfriamento, esta foi observada ao longo de 3 minutos.

A Figura 11 apresenta um gráfico bidimensional gerado a partir das temperaturas máximas obtidas do ponto máximo do modelo no eixo z ($z = 45$ mm), que está representado pela Figura 10, e mostra a diferença entre as temperaturas dos modelos com câncer e do modelo saudável após a resfriamento superficial de 5 °C.

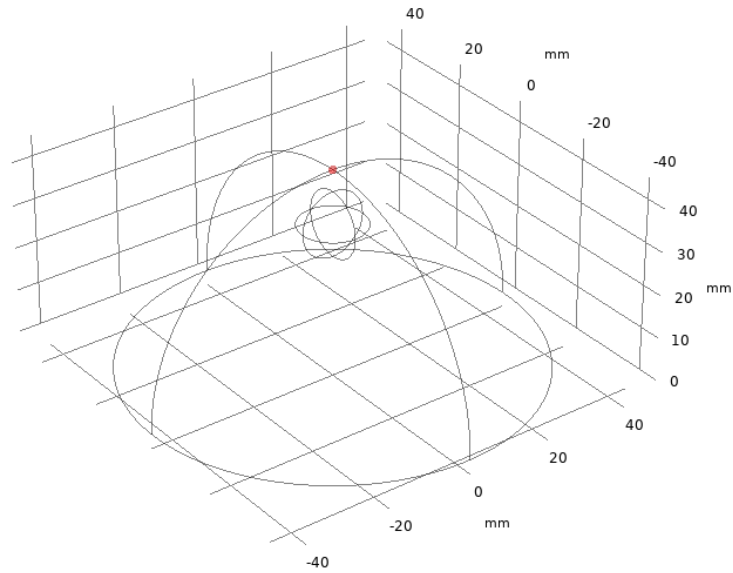
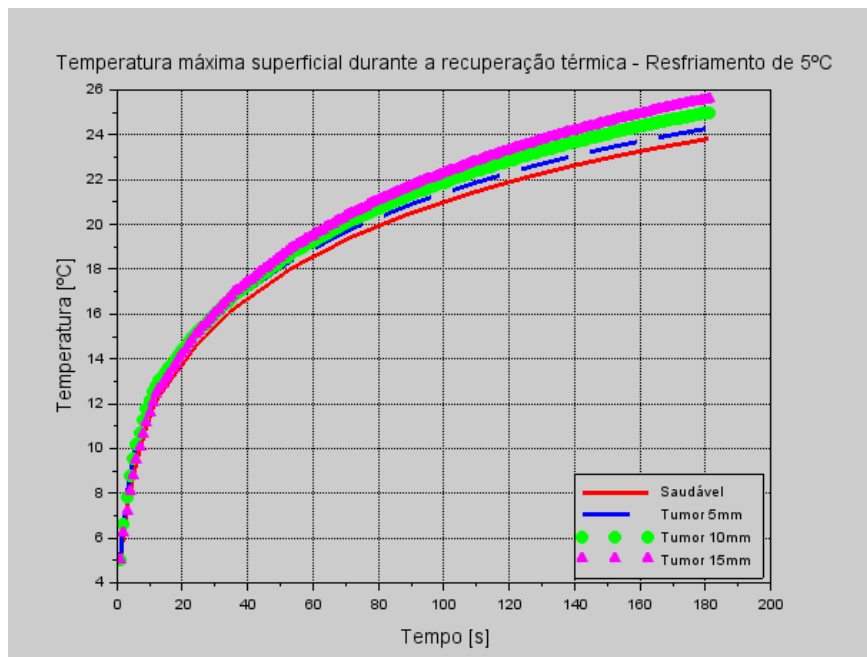
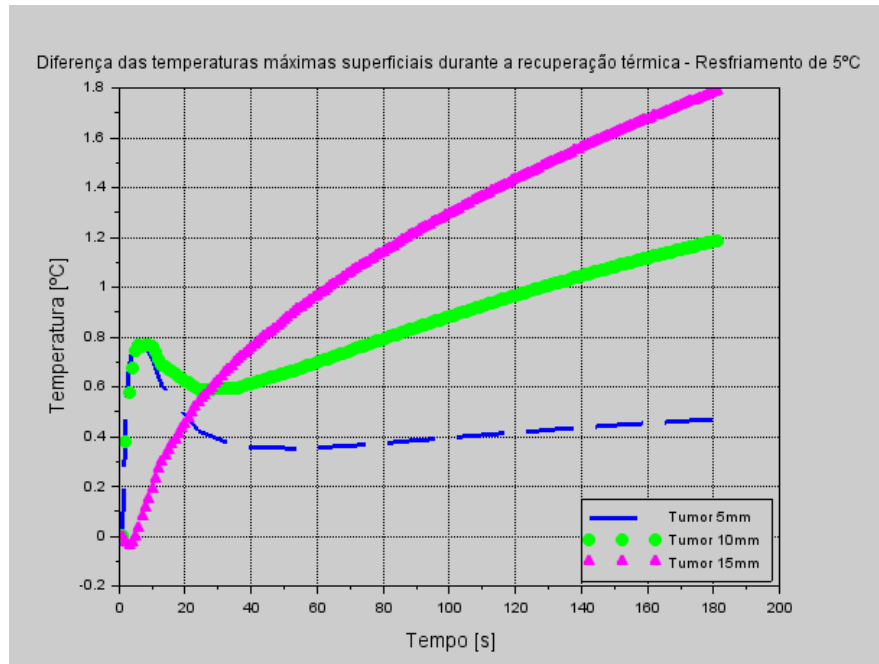


Figura 10 – Corte de ponto no ponto máximo do diâmetro no eixo z usado para coletar dados de temperatura.
Fonte: Pesquisa direta (2021).



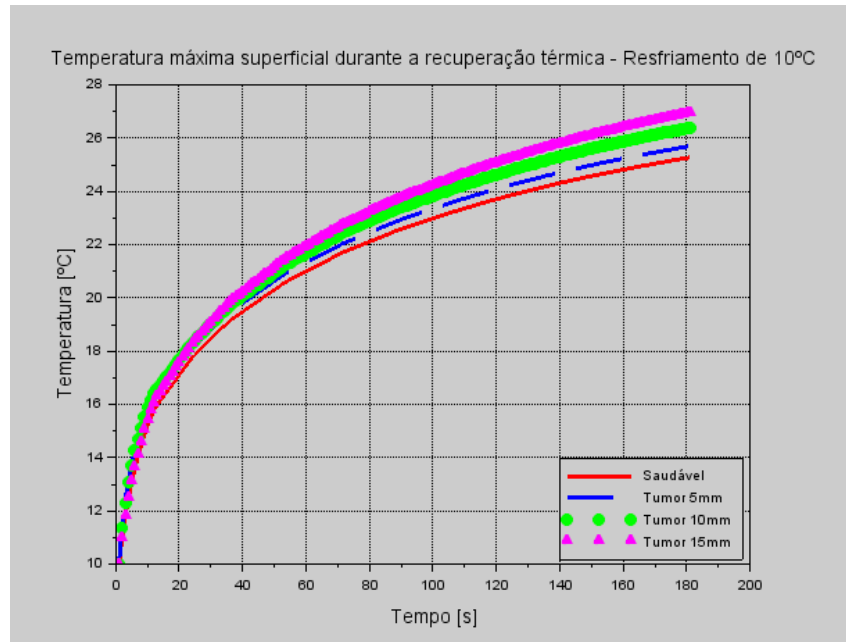
(a)



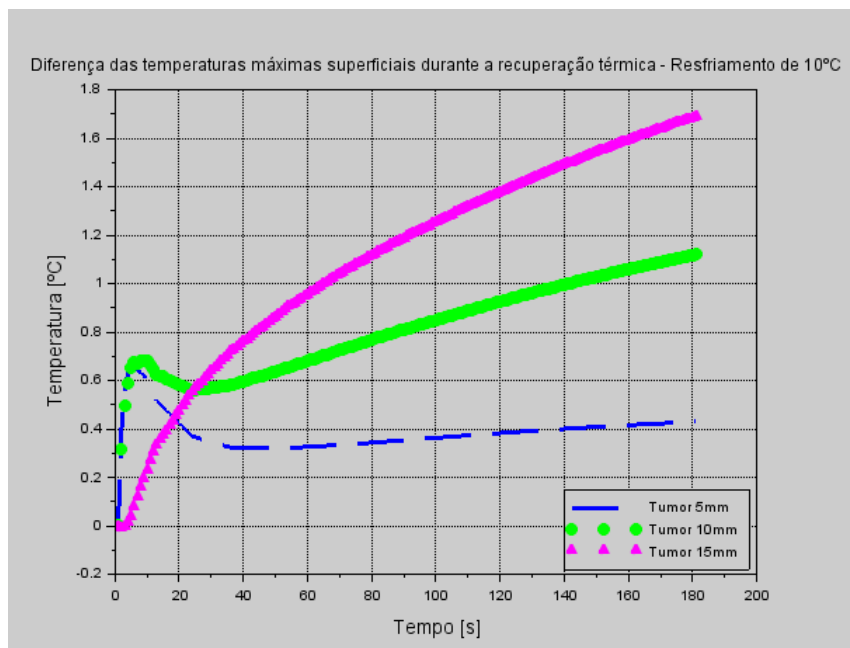
(b)

Figura 11 – Máximas temperaturas superficiais em 180 segundos de recuperação térmica após a hipotermia de 5 °C em 60 segundos: (a) Temperatura superficial, (b) Diferença de temperatura.
 Fonte: Pesquisa direta (2021).

As Figuras 12 e 13 apresentam o mesmo tipo de gráfico com temperaturas máximas superficiais e as diferenças entre as temperaturas entre os modelos com câncer e saudável, obtidas no corte de ponto representado pela Figura 8, para as temperaturas de resfriamento de 10 °C e 15 °C, respectivamente.

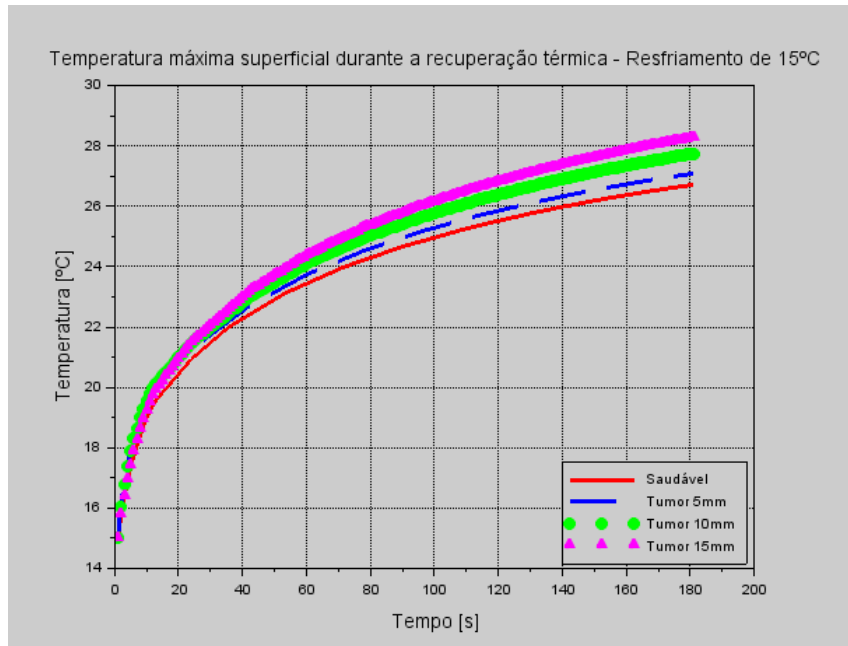


(a)

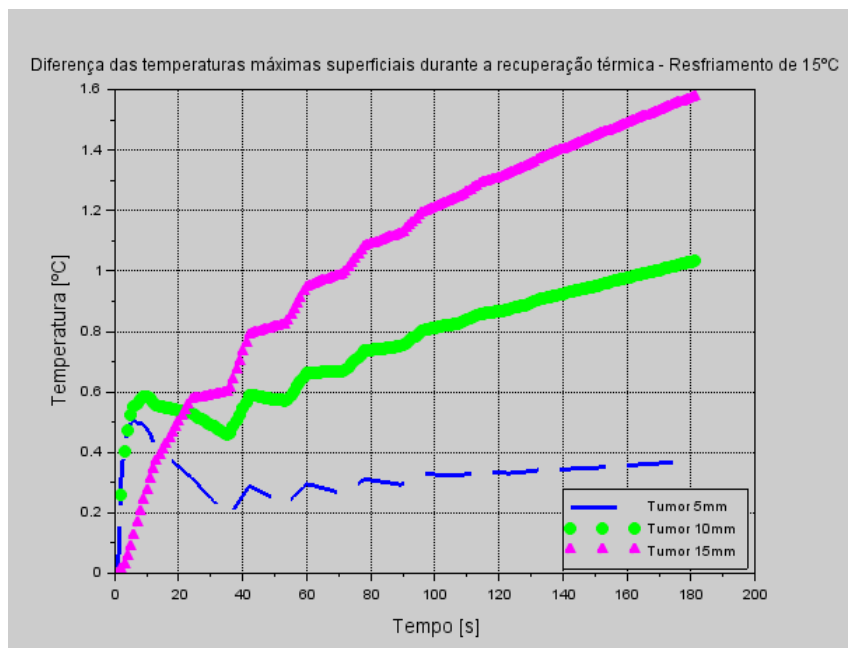


(b)

Figura 12 – Máximas temperaturas superficiais em 180 segundos de recuperação térmica após a hipotermia de 10 °C em 60 segundos: (a) Temperatura superficial, (b) Diferença de temperatura.
 Fonte: Pesquisa direta (2021).



(a)



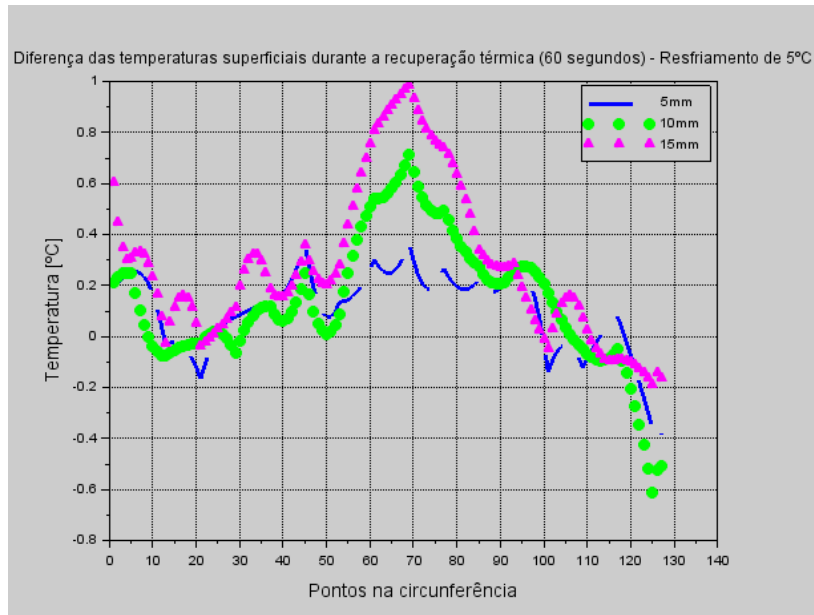
(b)

Figura 13 – Máximas temperaturas superficiais em 180 segundos de recuperação térmica após a hipotermia de 15 °C em 60 segundos: (a) Temperatura superficial, (b) Diferença de temperatura.

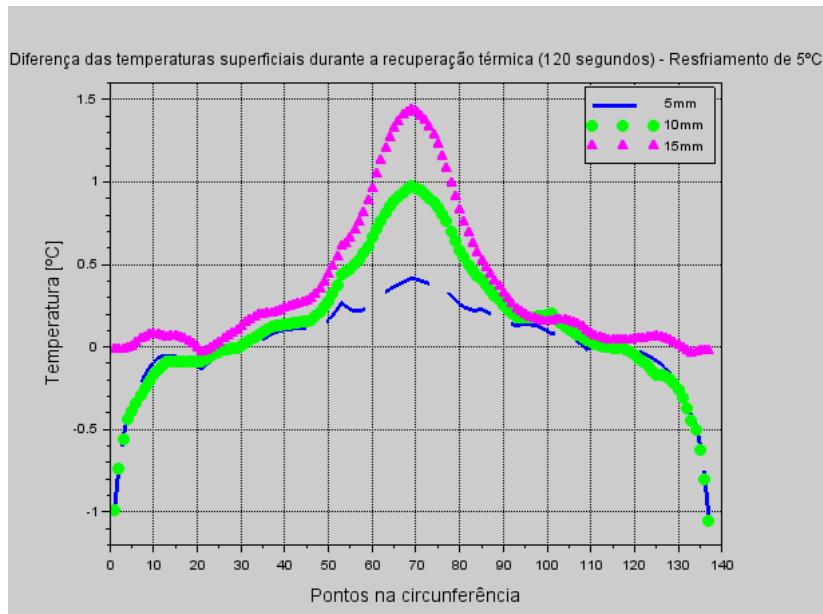
Fonte: Pesquisa direta (2021).

As Figuras 12 e 13 evidenciam primordialmente a tendência de uma maior temperatura superficial ao decorrer do tempo e uma diferença maior de temperatura em comparação com o modelo saudável em função do diâmetro do tumor.

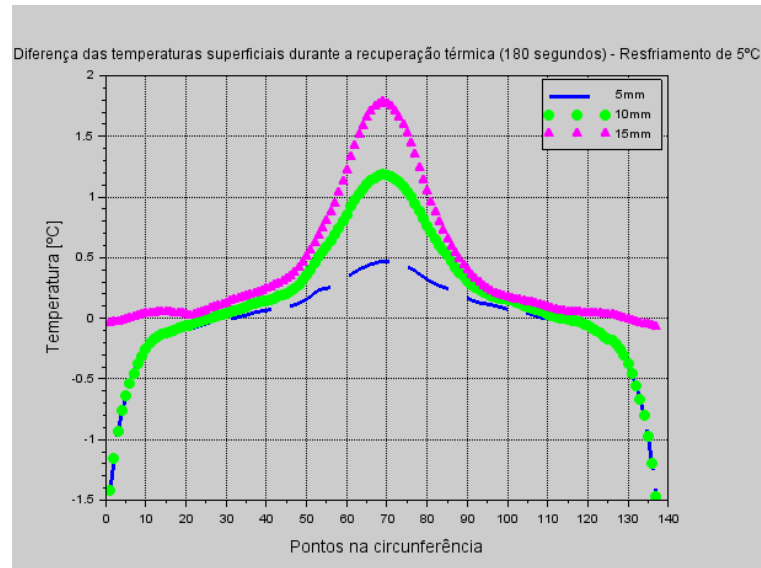
Para entender a distribuição de temperatura ao longo da superfície durante a recuperação térmica após o resfriamento dos modelos, e investigar a influência do tempo de observação nestes, alguns gráficos bidimensionais foram gerados. A Figura 14 mostra a distribuição da temperatura superficial nos 137 pontos centrais dos modelos nos 60, 120 e 180 segundos após a hipotermia de 5 °C.



(a)



(b)

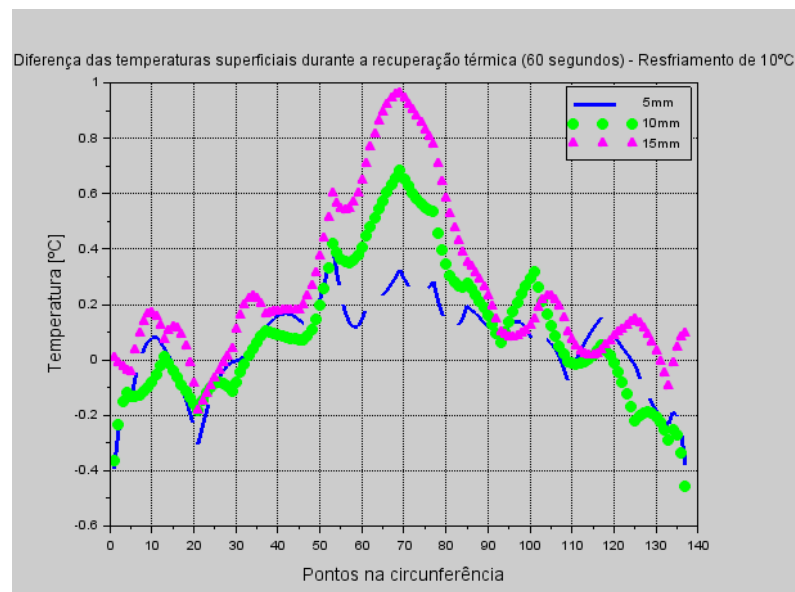


(c)

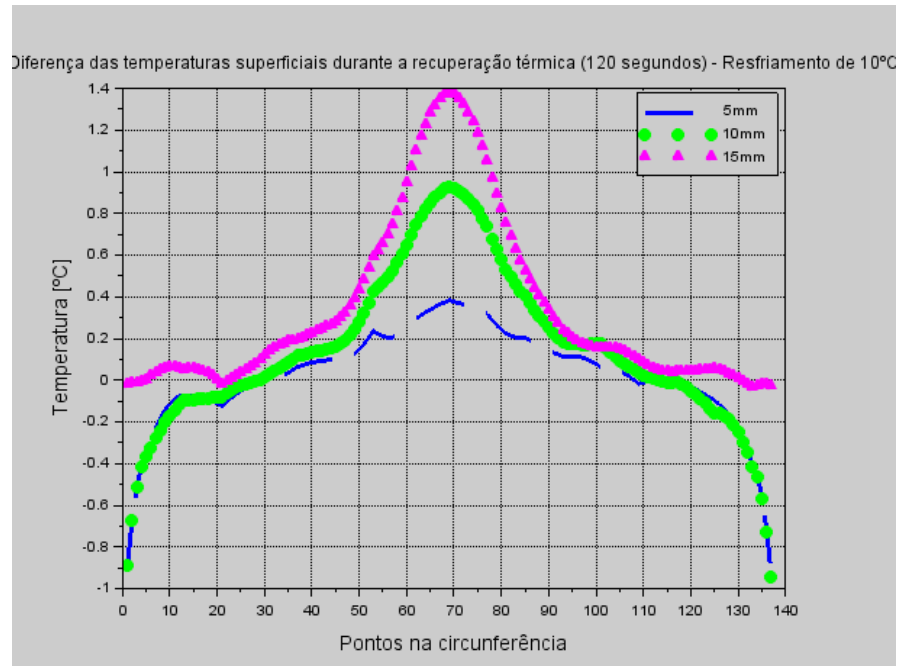
Figura 14 – Diferenças de temperatura ao longo das superfícies dos modelos após o resfriamento superficial de 5 °C: (a) 60 segundos, (b) 120 segundos, (c) 180 segundos.
Fonte: Pesquisa direta (2021).

A partir dos gráficos apresentados na Figura 14 é possível inferir que a precisão nas diferenças de temperatura entre o modelo saudável e os modelos contendo tumor não só se evidenciam com a dimensão do câncer, mas também tem influência em relação ao tempo de observação.

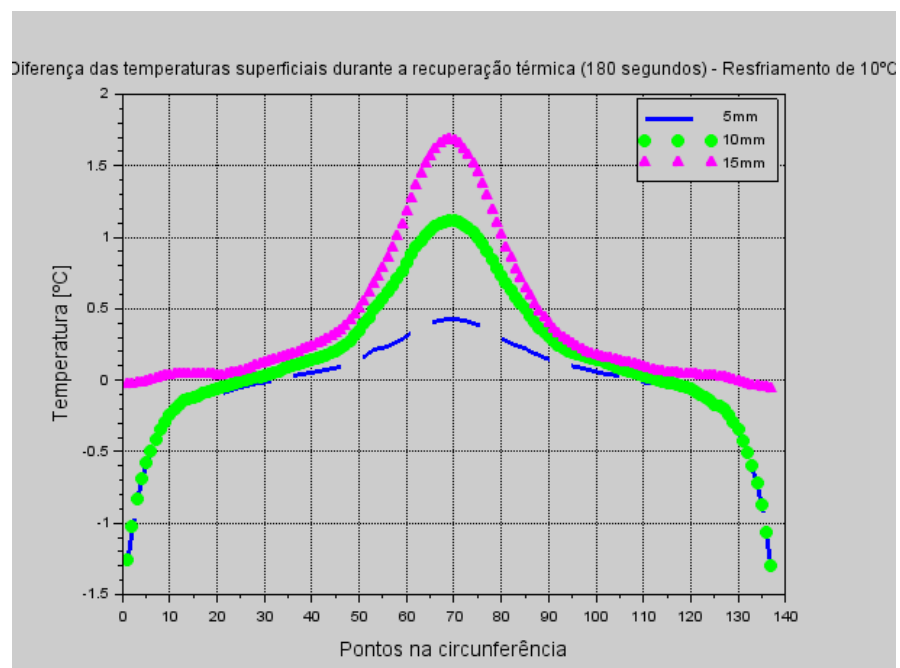
As figuras 15 e 16 compilam as mesmas características de dados para evidenciar as diferenças superficiais discutidas para os resfriamentos de 10 e 15 °C, respectivamente.



(a)

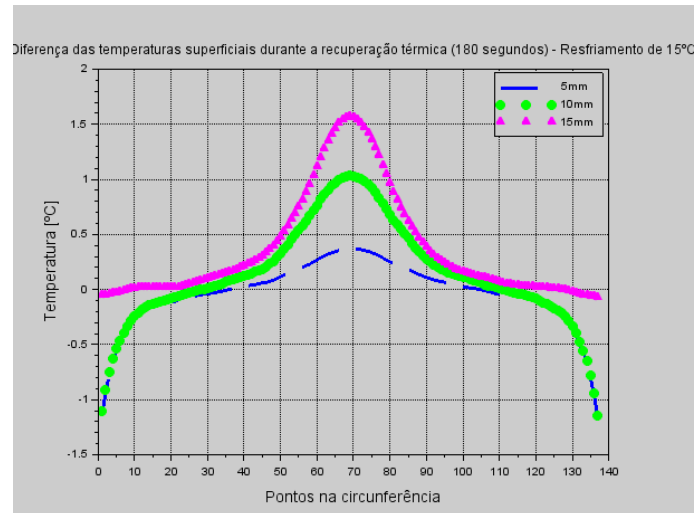


(b)

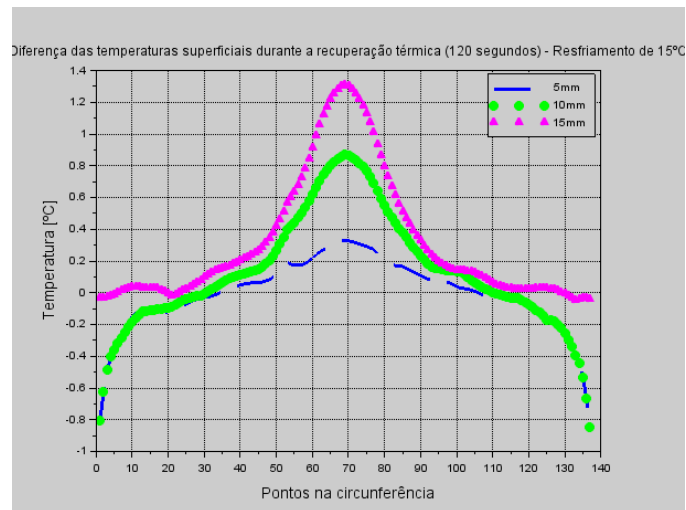


(c)

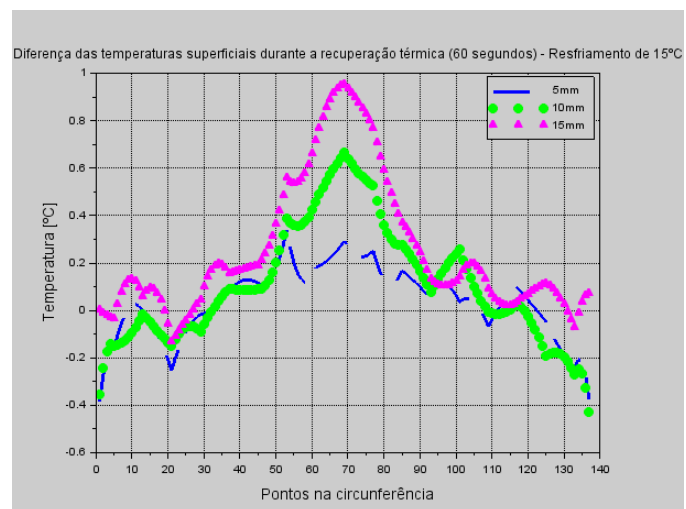
Figura 15 – Diferenças de temperatura ao longo das superfícies dos modelos após o resfriamento superficial de 10 °C: (a) 60 segundos, (b) 120 segundos, (c) 180 segundos.
Fonte: Pesquisa direta (2021).



(a)



(b)



(c)

Figura 16 – Diferenças de temperatura ao longo das superfícies dos modelos após o resfriamento superficial de 15 °C: (a) 60 segundos, (b) 120 segundos, (c) 180 segundos.
Fonte: Pesquisa direta (2021).

A partir da análise das Figuras 12 e 13, além da influência do tempo de observação e das diferenças entre as dimensões dos tumores, após a observação da distribuição de temperaturas superficiais a partir de diferentes temperaturas de resfriamento nota-se também uma melhora na evidência da presença da anomalia no modelo ao passo de uma maior perturbação hipotérmica.

Para uma análise quantitativa dessas diferenças, a Tabela 4 compila as máximas diferenças dessas temperaturas nos períodos de 60, 120 e 180 segundos, após o resfriamento superficial de 5, 10 e 15 °C, bem como as diferenças de temperatura superficiais no regime estático do modelo.

Tabela 4 – Contraste térmico superficial máximo.

		Contraste térmico máximo superficial [°C]									
		Estacionário	5 °C de Resfriamento			10 °C de Resfriamento			15 °C de Resfriamento		
			60 seg	120 seg	180 seg	60 seg	120 seg	180 seg	60 seg	120 seg	180 seg
Diâmetro do tumor	5 mm	0,305	0,357	0,418	0,47	0,327	0,384	0,429	0,293	0,332	0,373
	10 mm	1,006	0,703	0,971	1,187	0,685	0,929	1,119	0,664	0,869	1,034
	15 mm	1,586	0,976	1,44	1,786	0,964	1,384	1,690	0,953	1,312	1,577

Fonte: Pesquisa Direta (2021).

A partir dos dados apresentados pela Tabela 4 fica evidente uma tendência crescente na diferença de temperatura à medida que o tempo cresce após o processo de resfriamento chegando à 0,81 °C de diferença entre 60 e 180 segundos para o modelo contendo um tumor de 15 mm no resfriamento de 5 °C.

A temperatura de resfriamento também influencia consideravelmente na evidência dessa diferença, em que para o modelo com o menor tumor de 5 mm, foi registrada uma diferença de até 0,1 °C após 3 minutos de recuperação térmica entre o resfriamento de 5 e 15 °C.

As tendências crescentes desse contraste térmico, em decorrência da presença do tumor, estão correlacionadas diretamente com o coeficiente de geração de calor metabólica do câncer ter um valor superior ao tecido saudável, e se explica à alta característica vascular do tumor e decorrente maior troca térmica no modelo.

5 CONCLUSÃO

Nesse trabalho é apresentado um modelo térmico tridimensional hemisférico da glândula mamária do seio humano contendo um tumor em que é analisado e simulado o processo de termografia infravermelha em regime estático e após um processo de hipotermia. A equação de Pennes que caracteriza a transferência de calor presente no problema é resolvido pelo *software* comercial COMSOL Multiphysics. Dados de temperatura foram obtidos a partir da modificação de parâmetros de dimensão do tumor e parâmetros termofísicos, como o tempo de recuperação térmica e a temperatura de resfriamento superficial, e então foram comparados os resultados para verificar a influência destes.

Para os diferentes tamanhos do câncer é possível perceber uma variação maior na temperatura superficial do modelo, ao passo que essa dimensão aumenta, devido à geração de calor metabólica desse tecido, superior ao tecido saudável do restante do modelo. Essa variação de temperatura superficial também fica evidente em relação à posição, em que se apresenta com maior valor na parte central do modelo decorrente da posição do tumor.

Ao observar a recuperação térmica dos modelos após o processo de hipotermia, fica evidente a tendência crescente e constante das diferenças de temperatura superficiais ao longo do tempo de recuperação térmica.

Ao variar a temperatura de resfriamento no processo de hipotermia é visto que a diferença de temperatura superficial fica mais evidente ao passo que há uma maior perturbação térmica, isto é quanto menor a temperatura de resfriamento, maior é a diferença de temperatura entre os modelos com tumor e saudável.

Por fim, ao comparar os modelos, é possível inferir que quão mais avançado o estágio do tumor, mais evidente a detecção dele. Também pode-se concluir que para o uso da termografia infravermelha como ferramenta de prognóstico e detecção do câncer de mama é interessante a aplicação do processo de hipotermia em temperaturas de resfriamento mais baixas, e que o tempo de recuperação térmica pode ser vantajoso à análise a fim de acentuar o grau de diferença das temperaturas entre o tecido saudável e canceroso.

6 REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

Agnelli, J. P., Barrea, A. A., & Turner, C. V. (2011). Tumor location and parameter estimation by thermography. *Mathematical and Computer Modelling*, 53(7–8), 1527–1534. <https://doi.org/10.1016/j.mcm.2010.04.003>

Amri, A., Pulko, S. H., & Wilkinson, A. J. (2016). Potentialities of steady-state and transient thermography in breast tumour depth detection: A numerical study. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 123, 68–80.

Das, K., & Mishra, S. C. (2013). Estimation of tumor characteristics in a breast tissue with known skin surface temperature. *Journal of Thermal Biology*, 38(6), 311–317. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2013.04.001>

Das, K., & Mishra, S. C. (2014). Non-invasive estimation of size and location of a tumor in a human breast using a curve fitting technique. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 56, 63–70. <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2014.04.015>

Ekici, S., & Jawzal, H. (2020). Breast cancer diagnosis using thermography and convolutional neural networks. *Medical Hypotheses*, 137(December 2019), 109542. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2019.109542>

Ekici, S., & Jawzal, H. (2020). Breast cancer diagnosis using thermography and convolutional neural networks. *Medical Hypotheses*, 137(December 2019), 109542. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2019.109542>

Feasey CM, Davison M, James WB. Effects of natural and forced cooling on the thermographic patterns of tumours. *Phys Med Biol*. 1971 Apr;16(2):213-20.

Figueiredo, A. A. A., Fernandes, H. C., & Guimaraes, G. (2018). Experimental approach for breast cancer center estimation using infrared thermography. *Infrared Physics and Technology*, 95(October), 100–112. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2018.10.027>

Figueiredo, A. A. A., Fernandes, H. C., Malheiros, F. C., & Guimaraes, G. (2020). Influence analysis of thermophysical properties on temperature profiles on the breast skin surface. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 111(January). <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2019.104453>

GIL, A. C. Métodos e técnicas de pesquisa social. 6. ed. São Paulo: Atlas, 2008.

Gomboc, T., Iljaž, J., Wrobel, L. C., Hriberšek, M., & Marn, J. (2021). Design of constant temperature cooling device for melanoma screening by dynamic thermography. *Engineering Analysis with Boundary Elements*, 125(January), 66–79. <https://doi.org/10.1016/j.enganabound.2021.01.009>

Gonzalez-Hernandez, J. L., Recinella, A. N., Kandlikar, S. G., Dabydeen, D., Medeiros, L., & Phatak, P. (2020). An inverse heat transfer approach for patient-specific breast cancer detection and tumor localization using surface thermal images in the prone position. *Infrared Physics and Technology*, 105(October 2019), 103202. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2020.103202>

H.H. Pennes, Analysis on tissue arterial blood temperature in the resting human forearm, *Appl. Phys.* 1 (2) (1948) 93–122.

He, Y., Shirazaki, M., Liu, H., Himeno, R., & Sun, Z. (2006). A numerical coupling model to analyze the blood flow, temperature, and oxygen transport in human breast tumor under laser irradiation. *Computers in Biology and Medicine*, 36(12), 1336–1350. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2005.08.004>

Iljaž, J., Wrobel, L. C., Hriberšek, M., & Marn, J. (2019). Numerical modelling of skin tumour tissue with temperature-dependent properties for dynamic thermography. *Computers in Biology and Medicine*, 112(July), 103367. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2019.103367>

J.W. Draper, J.W. Boag, The calculation of skin temperature distributions in thermography, *Phys. Med. Biol.* 16 (1971) 201–211.

KARVONEN, M. J. (1962). *Applied physiology*. Suomen Lääkärilehti. Finlands Läkartidning, 17, 1865–1871. https://doi.org/10.5005/jp/books/12678_10

LAKATOS, Eva Maria. *Fundamentos de metodologia científica* 1. 5. ed. - São Paulo: Atlas 2003.

M. Brioschi, M. Teixeira, F. Silva, D. Colman, *Medical Thermography Textbook: Principles and Applications*, 1st edition, (2010) Editora e Livraria Andreoli.

M.M. Osman, E.M. Afify, Thermal modeling of the normal woman's breast, *J. Biomech. Eng.* 106 (1984) 123–130.

Ramšak, M., & Škerget, L. (2014). A highly efficient multidomain BEM for multimillion subdomains. *Engineering Analysis with Boundary Elements*, 43, 76–85. <https://doi.org/10.1016/j.enganabound.2014.03.009>

Ramšak, M., Ravnik, J., Zadravec, M., Hriberšek, M., & Iljaž, J. (2017). Freeze-drying modeling of vial using BEM. *Engineering Analysis with Boundary Elements*, 77(January), 145–156. <https://doi.org/10.1016/j.enganabound.2017.01.011>