

VINÍCIUS SOARES MEDEIROS

ESTIMATIVA DA LOCALIZAÇÃO DE TUMORES MAMÁRIOS USANDO O
CONCEITO DE TEMPO DE DESVIO TÉRMICO NA PRESENÇA DA
PERFUSÃO



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2022

VINÍCIUS SOARES MEDEIROS

ESTIMATIVA DA LOCALIZAÇÃO DE TUMORES MAMÁRIOS USANDO O
CONCEITO DE TEMPO DE DESVIO TÉRMICO NA PRESENÇA DA
PERFUSÃO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do título de **Mestre em Engenharia Mecânica**.

Área de Concentração: Transferência de Calor e Mecânica dos Fluidos.

Orientador: Prof. Dr. Gilmar Guimarães

Uberlândia

2022

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

M488 2022	<p>Medeiros, Vinícius Soares, 1998- Estimativa da localização de tumores mamários usando o conceito de tempo de desvio térmico na presença da perfusão [recurso eletrônico] / Vinícius Soares Medeiros. - 2022.</p> <p>Orientador: Gilmar Guimarães. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Mecânica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2022.25 Inclui bibliografia.</p> <p>1. Engenharia mecânica. I. Guimarães, Gilmar ,1960-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 621</p>
--------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
Av. João Naves de Ávila, nº 2121, Bloco 1M, Sala 212 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
Telefone: (34) 3239-4282 - www.posgrad.mecanica.ufu.br - secposmec@mecanica.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Mecânica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, nº 602, COPEM				
Data:	27/01/2022	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	12:00
Matrícula do Discente:	12022EMC014				
Nome do Discente:	Vinícius Soares Medeiros				
Título do Trabalho:	Estimativa da Localização de Tumores Mamários Usando o Conceito de Tempo de Desvio Térmico na Presença da Perfusão				
Área de concentração:	Transferência de Calor e Mecânica dos Fluidos				
Linha de pesquisa:	Dinâmica dos Fluidos e Transferência de Calor				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	“Desenvolvimento de Técnicas em Problemas Inversos para a Detecção de Câncer de Mama através da Identificação de Propriedades Mecânicas”				

Reuniu-se por meio de webconferência a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, assim composta: Professores Doutores: Henrique Coelho Fernandes - FACOM/UFU; Luís Mauro Moura - PUCPR e Gilmar Guimarães - FEMEC/UFU, orientador do candidato. Ressalta-se que os Prof. Henrique Coelho Fernandes, Gilmar Guimarães e o Discente participaram da defesa por meio de webconferência desde a cidade de Uberlândia/MG, Prof. Luís Mauro Moura desde a cidade de Curitiba/PR, em atendimento a Portaria nº 36, de 19 de março de 2020, da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Gilmar Guimarães, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Gilmar Guimarães, Professor(a) do Magistério Superior**, em 27/01/2022, às 11:47, 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 **Luís Mauro Moura, Usuário Externo**, em 27/01/2022, às 11:47, 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 **Henrique Coelho Fernandes, Professor(a) do Magistério Superior**, em 27/01/2022, às 11:47, 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 https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **3307220** e o código CRC **8C5D6096**.

Agradecimentos

À minha família e amigos pelo incentivo e apoio.

Aos professores e amigos da FEMEC e da UFU que de alguma forma contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos amigos do LTCME.

Ao meu orientador, Prof. Gilmar Guimarães pela orientação e direcionamento.

Às meninas da secretaria da pós.

Às agências financiadoras CAPES, CNPq e FAPEMIG.

Resumo

Os ajustes do sistema circulatório durante mudanças devido à exposição ao meio externo (calor / frio) ou atividades físicas mostram o quanto nosso organismo pode se adaptar à necessidade de aumentar (ou reduzir) a produção de energia interna. Esses ajustes ocorrem principalmente devido a variação da perfusão sanguínea. Por exemplo, uma vez que o corpo é afetado por uma condição de aquecimento, ele tende a reduzir a geração interna de calor. Ou é exatamente o oposto quando exposto ao resfriamento. Além disso, o impacto da perfusão sanguínea devido a uma mudança nas condições externas da superfície (aquecimento ou resfriamento) ocorre de forma ainda mais intensa em regiões com maior perfusão, como as células tumorais, cuja vascularização é mais significativa do que em tecidos saudáveis. Essa diferença de comportamento pode, neste caso, ser a chave para identificar a localização de um tumor. Em outras palavras, propõe-se aqui, como método de identificação de tumor, observar a resposta transitória à temperatura superficial de uma mama exposta a uma condição de aquecimento modulado. Uma comparação desta resposta com uma mama saudável permite uma estimativa da localização do tumor. O conceito utilizado para esta estimativa é determinar o tempo que a inclusão leva para provocar alteração no perfil de temperatura superficial, considerando, neste caso, a maior perfusão da região lesionada quando comparada a uma região equivalente, porém saudável. Este tempo, definido aqui como o tempo para atingir o contraste térmico máximo entre mamas saudáveis e não saudáveis, é obtido parametricamente considerando várias condições de localização do tumor em um modelo unidimensional em coordenadas cartesianas e um modelo bidimensional em coordenadas cilíndricas. Propõe-se a utilização de simulações numéricas por meio do software COMSOL Multiphysics e de soluções analíticas para representação do comportamento térmico dos modelos estudados, e verificação da correlação proposta em uma modelagem experimental utilizando uma amostra de silicone. A técnica estimou com sucesso inclusões (tumores) com espessura (ou diâmetro) de 5 mm a 20 mm de profundidade, em modelos 1D e 2D, com erro de estimativa inferiores a 1 mm.

Palavras-chave: câncer de mama, tempo de desvio térmico, equação de Pennes, termografia dinâmica, técnica experimental

Abstract

The adjustments of the circulatory system during changes due to exposure to the external environment (heat/cold) or physical activities show how much our organism can adapt to the need to produce (or reduce) energy originating from its metabolism. These adjustments go through for the variation of blood perfusion. For example, once the body is affected by its perfusion, it tends to increase the effect of reducing the internal heat generation produced by its metabolism. The behavior is precisely the opposite when exposed of cooling. Also, the impact of blood perfusion due to a change in external conditions of the surface (heating or cooling) occurs in an even more intense way in regions with higher perfusion, such as tumor cells, whose vascularization is more significant than those in healthy tissues. This different behavior may, in this case, be a key to identifying the location of the tumor. In other words, proposes here, as a tumor identification method, to observe the transient response to the surface temperature of a breast exposed to a modulated heating condition. A comparison of this response with a health breast allows an estimate of the tumor's location. The concept used for this estimate is to determine the time that the inclusion takes to cause a change in the surface temperature profile, considering, in this case, the greater perfusion of the tumor when compared to an equivalent healthy region. This time, defined here as the time to reach the maximum thermal contrast between healthy and non-healthy breasts, is obtained parametrically considering various conditions of tumor location in a one-dimensional model in cartesian coordinates and a two-dimensional model in cylindrical coordinates. It is proposed to use numerical simulations using the COMSOL Multiphysics software and analytical solutions to represent the thermal behavior of the models studied, and verify the proposed correlation in an experimental modeling using a silicone sample. The technique successfully estimated inclusions (tumors) with a thickness (diameter) of 5 mm to 20 mm in depth, in 1D and 2D models, with an estimation error of less than 1 mm.

Keywords: Breast cancer, thermal deviation time, Pennes equation, dynamic thermography, experimental technique

Lista de Figuras

2.1	Estimativas de novos casos de câncer.((SIEGEL et al., 2021)	4
2.2	Estimativas de novas mortes por câncer.((SIEGEL et al., 2021)	4
2.3	Taxa de diagnósticos de casos de câncer.((SIEGEL et al., 2021)	5
2.4	Estágios do câncer de mama identificados pela American Cancer Society.	6
2.5	Mortes causadas e evitadas por câncer. ((SIEGEL et al., 2021)	7
2.6	Imagem infravermelha de paciente com câncer (LELES, 2015).	10
2.7	Segmentação das imagens infravermelhas (LELES, 2015).	10
2.8	Imagens termográficas da mama: (a) normal; (b) mostra um estágio precoce de câncer na mama direita; (c) mostra um estágio avançado da câncer na mama esquerda.(Fonte: (KENNEDY; LEE; SEELY, 2009))	11
2.9	Esquema ilustrativo do sistema das camadas de tecidos. (CHENG; HERMAN, 2014).	12
2.10	Condições de contorno para o trabalho de Cheng & Herman (2014).	13
2.11	Esquema ilustrativo das camadas de tecidos. (ZHOU; HERMAN, 2018).	14
2.12	Esquema ilustrativo do modelo. (MENEGAZ; GUIMARÃES, 2019).	15
2.13	Experimento realizado com inclusões em uma fantoma de silicone. (MENEGAZ; GUIMARÃES, 2019).	15
2.14	Perfis de temperatura de diferente modelos após ser aplicado um fluxo de calor no formato de um pulso (LAU; ALMOND; MILNE, 1991).	17
2.15	Experimento realizado com inclusões em uma fantoma de silicone. (FIGUEI- REDO; FERNANDES; GUIMARAES, 2018).	18
3.1	Representação esquemática de problemas unidimensionais.	20
3.2	Evolução das temperaturas para os problemas X20B1T0 e X22B1T0 em $x = 0$	21
3.3	Variação de temperatura entre os problemas X20B1T0 e X22B1T0 em $x = 0$	22
3.4	Evolução da temperatura X20B1T0 e X22B1T0 com comprimento $L = 5, 10, 20$ e 30 mm.	23
3.5	Estimativa de profundidade dos contornos e erro da estimativa.	25

3.6	Representação esquemática do modelo X21B1T1 unidimensional com geração de calor metabólica.	26
3.7	Representação esquemática do modelo X21 unidimensional com geração de calor metabólica e perfusão sanguínea.	29
3.8	Representação esquemática dos problemas térmicos unidimensionais com geração interna.	33
3.9	Temperaturas na superfície dos modelos com e sem perfusão sanguínea sob aquecimento.	34
3.10	Temperaturas na superfície dos modelos com e sem perfusão sanguínea sob resfriamento.	34
3.11	Temperaturas na superfície dos modelos com e sem perfusão sanguínea sob aquecimento e resfriamento.	35
3.12	Representação esquemática do problema X31 unidimensional para solução estacionária de bio transferência de calor.	37
3.13	Perfis de temperaturas da solução estacionária para os problemas com e sem inclusão.	38
3.14	Representação esquemática do problema X21 unidimensional.	39
3.15	Evolução de temperaturas dos modelos unidimensionais de bio transferência de calor.	40
3.16	Representação esquemática do modelo unidimensional de bio transferência de calor.	40
3.17	Evolução de temperaturas dos modelos unidimensionais de bio transferência de calor.	41
3.18	Contraste térmico obtido durante o aquecimento do modelo X21 unidimensional com diferentes inclusões.	43
4.1	Representação esquemática de problemas unidimensionais.	46
4.2	Evolução da temperatura para modelos unidimensionais de diferentes comprimentos.	46
4.3	Configuração esquemática da montagem experimental: A. Termopar tipo K. B. Sensor de fluxo, C. Resistência elétrica, D. Isolante térmico, E. Fonte de alimentação, F. Amostra, G. Aquisição de dados e H. Hardware.	47
4.4	Desenho representativo da amostra utilizada no experimento.	47
4.5	Perfis de temperatura para os problemas X20 e X22 obtidos na montagem experimental.	48
4.6	Perfis de temperatura experimentais para os problemas X20 e X22.	49
5.1	Perfis dos fluxos contante e periódico utilizados para aquecimento constante e periódico.	52

5.2	Representação esquemática do problema X21 unidimensional.	52
5.3	Perfis de temperaturas superficiais com aquecimento constante e periódico. . . .	53
5.4	Perfil do aquecimento utilizando um fluxo periódico de 50 W/m ²	54
5.5	Tempo de desvio adimensional para um aquecimento periódico durante 2000 s. .	56
5.6	Tempo de desvio adimensional para um aquecimento periódico durante 1500 s .	57
5.7	Tempo de desvio adimensional para um aquecimento periódico durante 1000 s. .	58
5.8	Perfil das variantes do aquecimento para diferentes intensidades de aplicação. . .	59
5.9	Erro percentual da estimativa de inclusões utilizando diferentes intensidades de aquecimento periódico.	60
5.10	Perfil das variantes do aquecimento para diferentes intervalos de tempo.	61
5.11	Erro percentual da estimativa de inclusões utilizando diferentes intervalos de aquecimento periódico.	62
5.12	Esquema representativo das inclusões com diferentes tamanhos.	63
5.13	Modelo esquemático do tamanhos das inclusões estudadas.	65
5.14	Variação de temperatura obtida com diferentes inclusões.	66
5.15	Erro da estimativa da profundidade das inclusões nos modelos unidimensionais. .	66
5.16	Variação de temperatura obtida com diferentes inclusões.	67
5.17	Variação de temperatura obtida com diferentes inclusões.	67
5.18	Variação de temperatura obtida com diferentes inclusões.	67
5.19	Erro da estimativa da profundidade das inclusões nos modelos unidimensionais. .	68
5.20	Modelo esquemático da geometria semicircular da mama utilizada nas simulações numéricas.	69
5.21	Malha construída para as simulações computacionais no COMSOL.	69
5.22	Esquema representativo de um tumor posicionado ao centro da mama.	70
5.23	Esquema representativo de um tumor deslocado em relação ao centro da mama.	70
5.24	Esquema representativo da profundidade estimada neste trabalho para tumores deslocados em relação ao centro da mama.	71
5.25	Modelos esquemáticos da geometria semi-circular utilizada nas simulações numéricas.	71
5.26	Temperaturas superficiais dos modelos geométricos apresentados na Figura 5.25.	72
5.27	Contraste térmico das temperaturas superficiais da mama bidimensionais para a solução estacionária.	72
5.28	Evolução das temperaturas superficiais ao longo do tempo no ponto de maior contraste térmico.	73
5.29	Contraste térmico das temperaturas superficiais para a solução transiente de aquecimento da pele.	73

5.30	Representação esquemática do modelo bidimensional da mama contendo inclusões de diferentes tamanhos.	74
5.31	Comportamento do contraste térmico ao longo do tempo para diferentes inclusões.	75
5.32	Modelo esquemático de inclusões simuladas numericamente.	76
5.33	Erro da estimativa da profundidade das inclusões nos modelos unidimensionais. .	77

Lista de Tabelas

3.1	Tempo de desvio e profundidade de cada contorno analisado na modelagem analítica.	22
3.2	Profundidade do contorno, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.	24
3.3	Propriedades termofísicas dos tecidos. ((ZHOU; HERMAN, 2018), (CHENG; HERMAN, 2014) e (FIGUEIREDO; FERNANDES; GUIMARAES, 2018)). . . .	33
3.4	Propriedades termofísicas dos tecidos.	36
3.5	Propriedades termofísicas dos tecidos. ((ZHOU; HERMAN, 2018), (CHENG; HERMAN, 2014) e (FIGUEIREDO; FERNANDES; GUIMARAES, 2018)). . . .	37
3.6	Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.	43
4.1	Propriedades termofísicas do silicone.	45
4.2	Profundidade do contorno, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.	50
5.1	Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.	53
5.2	Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.	55
5.3	Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.	60
5.4	Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.	62
5.5	Tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para inclusões de diferentes tamanhos.	64
5.6	Estimativa da profundidade de inclusões com diferentes tamanhos.	64
5.7	Propriedades termofísicas dos tecidos. ((ZHOU; HERMAN, 2018), (CHENG; HERMAN, 2014) e (FIGUEIREDO; FERNANDES; GUIMARAES, 2018)). . . .	68

5.8	Tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para o modelo bidimensional com inclusões de diferentes tamanhos.	75
5.9	Profundidade das inclusões da Figura 5.32.	76
5.10	Profundidade das inclusões.	76
5.11	Profundidade das inclusões da Figura 5.32.	77
5.12	Erro da estimativa das inclusões da Figura 5.32.	78
5.13	Erro percentual da estimativa das inclusões da Figura 5.32.	78

Sumário

1	Introdução	1
2	Revisão Bibliográfica	3
2.1	Considerações Iniciais	3
2.2	O Câncer de Mama	3
2.3	Equações de Bio-Transferência de Calor	7
2.4	Termografia Infravermelha	9
2.5	Otimização da Termografia Infravermelha para Detecção de Tumores Mamários	11
2.6	Técnicas para localização de Defeitos	16
3	Fundamentos Teóricos e Métodos	19
3.1	Considerações Iniciais	19
3.2	Estimativa da espessura do modelo utilizando o tempo de desvio adimensional .	19
3.3	Estimativa de profundidade de inclusões utilizando o tempo de desvio adimensional	25
3.3.1	Comportamento Térmico da Perfusão Sanguínea	25
3.3.1.1	Solução Analítica do Problema Térmico Unidimensional com Geração Metabólica	26
3.3.1.2	Solução Analítica do Problema Térmico Unidimensional com Geração Metabólica e Perfusão Sanguínea	29
3.3.1.3	Análise do Comportamento da Perfusão Sanguínea em Condições de Aquecimento e Resfriamento do Corpo	32
3.3.2	Comportamento Térmico da Perfusão Sanguínea em Inclusões Mamárias	35
3.3.2.1	Análise do Comportamento da Perfusão Sanguínea de Inclusões Mamárias em Condições de Aquecimento e Resfriamento	36
3.3.3	Comportamento Térmico da Perfusão Sanguínea e o Tempo de Desvio Térmico	41
4	Aplicação Experimental da Estimativa do Comprimento de uma Amostra de Silicone	45

4.1	Considerações Iniciais	45
4.2	Modelagem Experimental	45
4.3	Resultados Experimentais	48
5	Estimativa da Profundidade de Inclusões Mamárias	51
5.1	Considerações Iniciais	51
5.2	Efeito da Condição de Contorno Superficial no Tempo de Desvio Adimensional .	51
5.2.1	Estudo comparativo entre fluxos constante e periódico	51
5.2.2	Análise da Variação no Tempo de Aquecimento	54
5.2.3	Análise da Variação da Intensidade do Aquecimento	58
5.2.4	Análise da Variação dos Intervalos de Aquecimento/Isolamento	60
5.3	Estimativa da Profundidade de Inclusões Mamárias em um Modelo Unidimensional	63
5.4	Estimativa da Profundidade de Inclusões Mamárias em um Modelo Bidimensional	68
6	Conclusão	79
	Raferencias Bibliograficas	81

Capítulo 1

Introdução

A temperatura de um sistema é usualmente um importante parâmetro para se controlar a regularidade com que os processos funcionam. Analisar a temperatura de sistemas elétricos ou mecânicos tem-se revelado uma forma útil de se verificar com rapidez e abrangência irregularidades em sistemas que são complexos e que normalmente levaria muito mais tempo para serem vistoriados.

Para o corpo humano, a temperatura também se destaca como um parâmetro indicador de irregularidades. A mudança da temperatura em uma região específica está normalmente associada a algum mecanismo de regulação dos tecidos biológicos referente a alguma anormalidade ou estímulos externos. Um exemplo de como a temperatura caracteriza uma anomalia no corpo humano é a mudança de temperatura na pele do corpo associada a presença de tumores, que a muito tempo tem se demonstrado com potencial para visualização dessas anomalias.

A termografia infravermelha utiliza da medição de temperatura superficial da pele para analisar o comportamento térmico dos tecidos, afim de investigar possíveis irregularidades no perfil de temperatura. A técnica tem se apresentado como uma importante alternativa para o diagnóstico precoce de tumores mamários, possibilitando uma série de benefícios para o tratamento contra câncer de mama. E entre eles está a eficácia da técnica para tecidos mamários densos, podendo reduzir os resultados falso-negativos e falso-positivos dos exames em mulheres jovens. Outro benefício para o tratamento é a possibilidade de realização de um exame não invasivo para o diagnóstico precoce da lesão (WANG, 2017).

Um outro padrão que possui importância significativa do seu comportamento térmico é a forma como se ajusta o sistema circulatório durante mudanças devido à exposição ao meio externo (calor/frio) ou em atividades físicas, que mostram o quanto o nosso organismo pode se adaptar à necessidade de aumentar (ou reduzir) a produção de energia interna. Esses ajustes ocorrem principalmente devido a variação da perfusão sanguínea.

Um exemplo da atuação da perfusão sanguínea para o equilíbrio térmico do corpo humano é

o que ocorre com uma região do corpo quando esta é afetada por uma condição de aquecimento. Neste caso os tecidos biológicos reduzem sua geração interna de calor na tentativa de equilibrar termicamente o corpo. O contrário também ocorre quando uma região é resfriada, aumentando-se a geração de calor interna, devido a perfusão sanguínea.

A termografia infravermelha como uma técnica de detecção de tumores possui a limitação de não conseguir, sozinha, realizar a estimativa da localização ou tamanho do tumor. No entanto, muitas pesquisas apontam que a utilização de Inteligência Artificial ou alguma técnica auxiliar à imagem térmica podem servir como importante ferramenta para estimativa dos parâmetros da inclusão. O objetivo principal deste trabalho é a proposta de uma técnica que auxilie a termografia infravermelha na localização de inclusões mamárias. A técnica consiste na observação de um perfil transiente de temperatura da pele, quando esta é excitada por um fluxo de calor, e o comportamento biológico dos tecidos saudáveis e lesionados correlacionado com sua resposta térmica.

Este trabalho encontra-se dividido em seis capítulos:

No Capítulo 2 faz-se uma revisão bibliográfica sobre as principais perspectivas e apontamentos dos trabalhos mais relevantes da área, assim como as investigações e atualizações dos novos e antigos métodos usados para detecção de tumores mamários e de técnicas utilizadas para estimativa de defeitos em sistemas mecânicos.

Apresenta-se no Capítulo 3 os principais fundamentos desenvolvidos neste trabalho. São apresentadas as metodologias utilizadas para obtenção das soluções analíticas, assim como o desenvolvimento do equacionamento matemático dos diferentes cenários estudados neste trabalho.

Analisa-se no Capítulo 4 os resultados experimentais obtidos em uma modelagem unidimensional com objetivo de verificar a implementação da técnica proposta em um modelo mais simplificado e genérico, antes de sua aplicação no modelo de bio-transferência de calor.

Analisa-se no Capítulo 5 os resultados numéricos obtidos para modelos unidimensionais e bidimensionais de problemas de bio-transferência de calor. Discute-se aqui os resultados da estimativa da localização de inclusões mamárias nos dois tipos de problemas.

O Capítulo 6 apresenta a conclusão do trabalho, e também as perspectivas futuras para a continuação dos estudos envolvendo a aplicação da técnica.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Considerações Iniciais

Neste capítulo são apresentados e discutidos alguns conceitos importantes para a completa contextualização do tema de estudo deste trabalho. Está subdividido entre uma seção que apresenta mais informações e dados sobre o câncer de mama, suas características térmicas e biológicas, em outra seção é discutido o equacionamento utilizado na obtenção do perfil de temperatura dos tecidos biológicos, e por fim apresenta-se algumas técnicas para estimativa de defeito em peças sem geração interna que funcionam de forma análoga ao que será proposto para estimativa de inclusões mamárias.

2.2 O Câncer de Mama

O câncer é considerado um dos maiores problemas de saúde pública do mundo e a segunda doença com maior número de mortos nos Estados Unidos, com cerca de 1 898 160 novos casos de câncer e 608 570 mortes em 2021 (SIEGEL et al., 2021). Deste total de casos de câncer, 970 250 ocorrerão em mulheres, e 30 % destes dados correspondem ao câncer de mama, o que representa o maior percentual entre os tipos de câncer mais frequentes, Fig. 2.1. O câncer de mama será responsável por 43 600 novas mortes, 15 % do total de mortes por câncer em 2021, só perdendo para o câncer de pulmão, que será responsável por 22 % dos casos, 62 470 mortes, Fig. 2.2.

Figura 2.1: Estimativas de novos casos de câncer. ((SIEGEL et al., 2021))

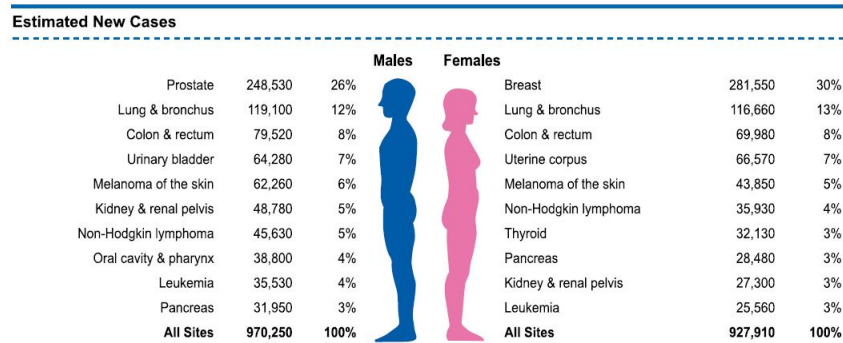
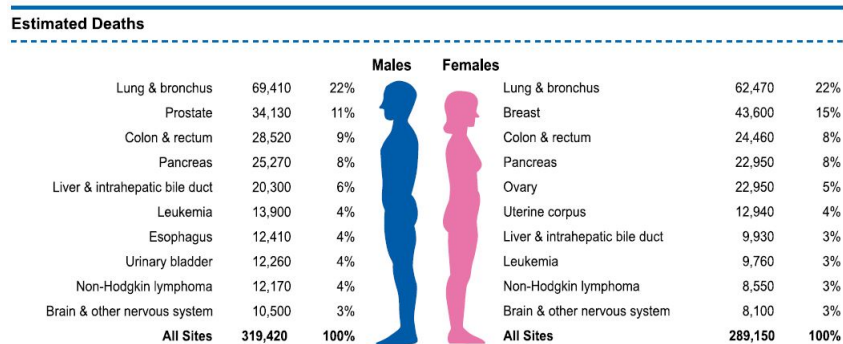
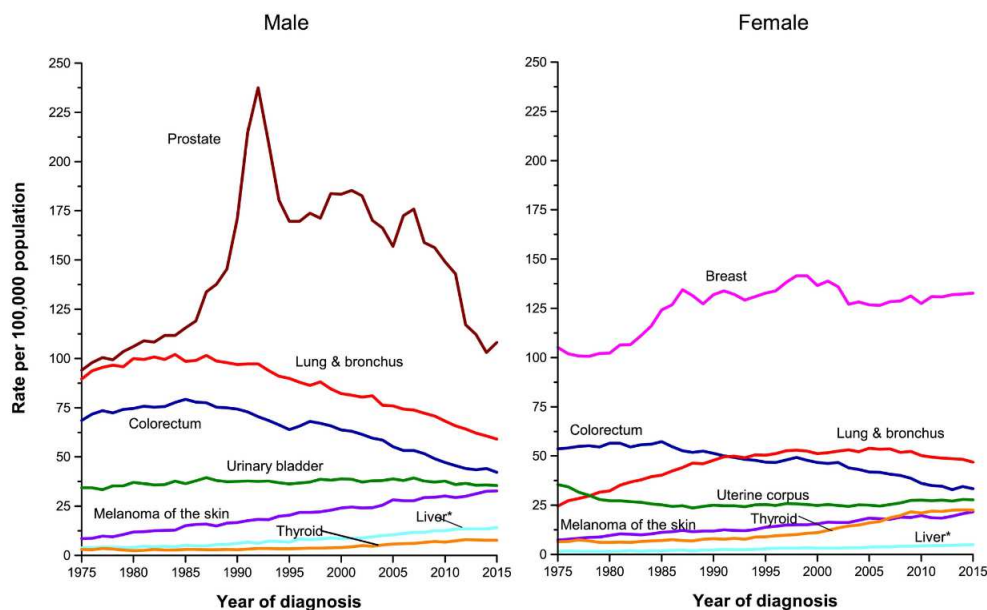


Figura 2.2: Estimativas de novas mortes por câncer. ((SIEGEL et al., 2021))



A Figura 2.3 apresenta como ocorreu a variação da taxa de diagnósticos de câncer por um grupo de 100 000 pessoas entre os anos de 1975 e 2017. Percebe-se que, em mulheres, mais da metade dos diagnósticos de câncer sempre foram do câncer de mama e esta taxa permanece crescendo ao longo dos anos, o que revela uma necessidade cada vez maior de serem feitas melhorias nas técnicas empregadas para diagnóstico precoce dos tumores.

Figura 2.3: Taxa de diagnósticos de casos de câncer. ((SIEGEL et al., 2021))



O diagnóstico precoce do câncer pode aumentar a eficácia do tratamento da doença. Geralmente, para se fazer o diagnóstico definitivo, o patologista remove células da região que supostamente está infectada para que assim seja possível examinar em laboratório a presença de células cancerígenas (WANG, 2017).

Desta forma, com o objetivo de alcançar o diagnóstico cada vez mais precoce do câncer de mama, diferentes técnicas estão sendo desenvolvidas e melhoradas como mamografia, ultrassonografia, ressonância magnética entre outras.

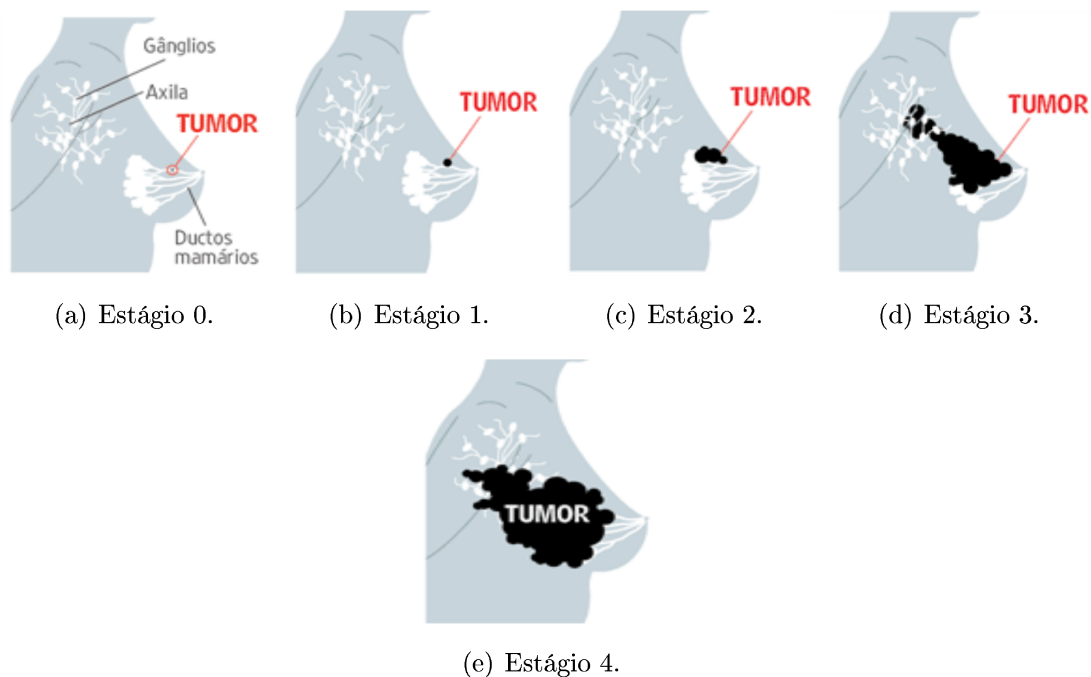
Além das técnicas que geralmente são utilizadas na detecção de tumores mamários, algumas técnicas auxiliares que podem aumentar o grau de efetividade do tratamento. Uma destas técnicas é a termografia infravermelha que utiliza de imagens térmicas da pele da mama para identificar possíveis lesões no seu interior.

A termografia infravermelha possibilita uma série de benefícios para o tratamento contra câncer de mama. Entre eles está a eficácia da técnica para tecidos mamários densos, podendo reduzir os resultados falso-negativos e falso-positivos dos exames em mulheres jovens. Outro benefício para o tratamento é a possibilidade de realização de um exame não invasivo para o diagnóstico precoce da lesão (LAWSON, 1956).

American Cancer Society (2018) classifica o câncer de mama de acordo com os estágios relativos a severidade da doença, situados de 0 à 4. No estágio 0, o tumor ainda não pode ser medido, sendo um estágio extremamente precoce onde não é possível diferencia-lo dos tecidos saudáveis. No estágio 1, o tumor pode ter até 2 cm de diâmetro, sendo ainda difícil de ser notado quando está em regiões mais profundas da mama. No estágio 2 o tumor já é considerado invasivo (quando sua região afeta mais de um tecido da mama) e o seu diâmetro é de 2 a 5

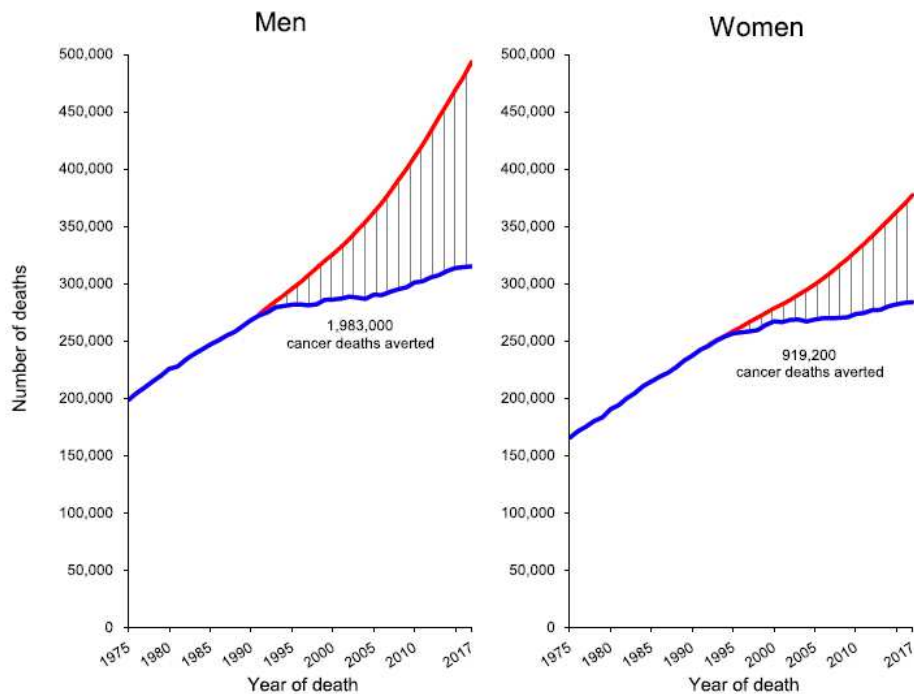
cm. No estágio 4, o tumor extrapola as dimensões da mama e atinge outros órgãos. A Figura 2.4 mostra uma representação ilustrativa de como se comporta o tumor ao longo dos estágios descritos pela American Cancer Society.

Figura 2.4: Estágios do câncer de mama identificados pela American Cancer Society.



Desde o começo da contagem, no século 20, as mortes causadas por câncer vem aumentando, em homens e mulheres, como projetado na Figura 2.5. No entanto o acumulado de mortes poderia ser ainda maior. Siegel et al. (2021) informa que as técnicas de diagnóstico e tratamento desenvolvidas ao longo dos tempos tem tido um papel importante no enfrentamento desta estatística. Observa-se ainda, que o conjunto de mortes evitadas se torna maior com a evolução do diagnóstico precoce do câncer.

Figura 2.5: Mortes causadas e evitadas por câncer. ((SIEGEL et al., 2021))



Mambou et al. (2018) avaliaram que ao longo das últimas 2 décadas, técnicas como a mamografia tem sido amplamente utilizadas para o diagnóstico do câncer de mama. Paralelo a isso, a utilização de alguma técnica auxiliar ao diagnóstico tem se mostrado muito útil na redução de resultados falso-positivos e falso-negativos dos exames. Este trabalho apresenta ainda um estudo comparativo de várias técnicas de detecção de câncer de mama que são estimuladas pelos avanços computacionais.

2.3 Equações de Bio-Transferência de Calor

O comportamento térmico da pele e dos tecidos humanos se difere de materiais simples encontrados na natureza, que são modelados termicamente pela Equação da difusão de calor de Fourier (1878), por apresentar um conjunto de características térmicas complexas e não uniforme.

A transferência de calor em tecido biológicos apresenta uma quantidade de diversos mecanismos térmicos envolvidos, e foi inicialmente modelada por Pennes (1948).

$$k\nabla^2 T + w_b \rho_b c_b (T_{art} - T) + Q_m = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.1)$$

onde k , c , ω e ρ representam a condutividade térmica ($\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$), calor específico ($\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$),

perfusão sanguínea (s^{-1}) e densidade (kgm^{-3}), respectivamente. Q_m e T_{art} representam a geração de calor metabólica (Wm^{-3}) e a temperatura arterial (K) respectivamente. Quando usado o subscrito, b significa que a propriedade é referente ao sangue.

A Equação de Pennes tem se estabelecido como uma das maiores referências em realizar previsões térmicas de tecido biológicos. A equação inclui um termo especial que descreve a troca de calor entre o fluxo sanguíneo e os tecidos sólidos que é o termo de perfusão sanguínea.

O termo de perfusão é o termo responsável por representar de forma consistente a troca de calor entre o sangue e os tecidos biológicos. A variação deste termo expressa o comportamento dos vasos sanguíneos que se adaptam termicamente às condições dinâmicas externas e internas (BECKER; KUZNETSOV, 2014).

Em outras palavras, compreende-se que durante um aquecimento da pele do corpo humano a perfusão sanguínea será responsável por diminuir a geração interna de calor, na tentativa de equilibrar termicamente os tecidos, e durante a aplicação de uma condição de resfriamento a perfusão será responsável pelo aumento da temperatura interna (BECKER; KUZNETSOV, 2014).

Desde a formulação desenvolvida por Pennes (1948) pesquisadores têm se orientado para expressar equacionalmente outros mecanismos da transferência de calor que não são considerados na Equação de Pennes, mas que com os conhecimentos científicos atuais entende-se que estão presentes nos tecidos biológicos.

Chen & Holmes (1980) desenvolveram um equacionamento bastante consistente fisicamente e fisiologicamente. A equação pode ser escrita como sendo:

$$(k + k_p) \nabla^2 T + q_m - w_b \rho_b c_b (T_b - T) + \rho_b c_b u \nabla T = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.2)$$

Comparando a Equação 2.2 com a Equação 2.1 nota-se a adição de dois termos na Equação de Chen & Holmes (1980): o termo $(\rho_b c_b u \nabla T)$ que representa o termo de transferência de calor convectiva entre os vasos sanguíneos, o termo $((k_p) \nabla^2 T)$ que é um aprimoramento para representação da condutividade térmica da perfusão sanguínea em tecidos, em que o k_p é chamado de condutividade da perfusão.

De forma geral, o equacionamento modelado por Chen & Holmes (1980) possui bases físicas mais sólidas que o modelos de Pennes (1948), uma vez que representa mecanismos convectivos da transferência de calor e ainda acrescenta um fator regularizador da condutividade térmica entre tecidos. No entanto, a utilização da Equação de Chen & Holmes (1980) requer o conhecimento de alguns detalhes da anatomia do corpo humano que torna a solução ligeiramente menos precisa, quando não se conhece profundamente essas propriedades (haja vista que essas propriedades não são facilmente estimadas) (BECKER; KUZNETSOV, 2014).

Em outro trabalho, Charny, Weinbaum & Levin (1990) verificaram a formulação alternativa de Chen & Holmes (1980) para a bio transferência de calor. Baseando-se em estudos experimentais da rede vascular das coxas de coelho, os autores conseguiram verificar a importância dos vasos sanguíneos para a transferência de calor nos tecidos e fizeram atualizações aos mecanismos de troca de calor do sistema vascular.

Esforços têm sido direcionados para validação experimental dos modelos de Chen & Holmes (1980) e Charny, Weinbaum & Levin (1990) e de algumas adaptações realizadas com base nesses modelos. Claramente, os modelos mais novos e mais complexos da transferência de calor em tecido biológicos têm se apresentado mais completos que os mais antigos, por representar, cada vez mais, uma quantidade de mecanismos térmicos mais próxima dos mecanismos supostamente existentes. No entanto, a limitação de se conhecer, cada vez mais, uma quantidade grande de propriedades e parâmetros muitas vezes é um indicador de que as modelagens mais simplificadas podem conduzir a resultados mais confiáveis que modelagens mais complexas.

Diante disso, a Equação de Pennes será utilizada neste trabalho em soluções numéricas computacionais e para desenvolvimento das soluções analíticas de modelos bio térmicos.

2.4 Termografia Infravermelha

Na década de 50, a técnica de detecção de tumores mamários por termografia já era prevista por Lawson (1956). Suas observações revelaram que as células cancerígenas tinham diferença na perfusão sanguínea e metabolismo das células saudáveis, uma vez que a velocidade da divisão celular destas células é maior que de células saudáveis.

Em outro trabalho Lawson & Chughtai (1963) apontaram que em algumas situações estas modificações nas células cancerígenas provocam alterações na temperatura superficial da mama, nas quais seriam suficientes para serem observadas pelas imagens térmicas. Neste trabalho ele ainda aponta o potencial de localização de tumores que os equipamentos adequado pode ter. Lawson & Chughtai (1963) ainda comentam: "O registro de temperatura é certamente mais valioso de que qualquer medição biológica e um conhecimento profundo da temperatura e de sua regulação é semelhante ao ditado Osleriano referente à Sífilis". O ditado Osleriano comentado diz: ouça o seu paciente, ele está te dizendo o diagnóstico.

A Termografia Infravermelha (IRT) é uma técnica não-destrutiva, não-invasiva, que não requer contato e a qual permite o mapeamento de padrões térmicos, termogramas, na superfície de objetos, corpos e sistemas através do uso de um instrumento de imageamento infravermelho (IR) como por exemplo uma câmera IR (TRIMM, 2001). A IRT é basicamente dividida em duas abordagens: a passiva e a ativa. Na abordagem ativa, uma fonte de energia é necessária para gerar o contraste térmico dentro do objeto sendo inspecionado para que se possa diferenciar as características de interesse avaliadas do restante da cena, como por exemplo localização de danos

na construção civil. Já na abordagem passiva, as características de interesse inspecionadas estão naturalmente em uma temperatura mais alta ou mais baixa que o restante da área em análise, como é o caso de um sistema de vigilância IR ou de imagens médicas.

A Figura 2.6 apresenta um exemplo de uma imagem obtida através da termografia infravermelha (IRT) das mamas de uma mulher já diagnosticada com câncer na mama direita obtida por meio de IRT passiva. Na imagem, observa-se que a mama direita possui uma distribuição de temperatura mais elevada em relação a esquerda, onde os valores de temperatura máxima (T_{max}), temperatura mínima (T_{min}) e a variação de temperatura (ΔT) em cada lado da mama são mostradas na Fig. 2.7 (LELES, 2015).

A IRT da mama baseia-se no princípio de que ocorre uma variação da taxa metabólica e formação mais acelerada de novos vasos sanguíneos nas células cancerígenas, provocando alterações na temperatura da região que envolve um tumor. Estas alterações ocasionadas pelo tumor pode ser transmitida até a superfície da pele da mama, onde a termografia pode detectar variações de temperaturas em razão do fenômeno de radiação térmica, isto é, a energia térmica emitida sob a forma de ondas eletromagnéticas a partir da superfície da pele até a lente de uma câmera infravermelha (ARORA et al., 2008).

Figura 2.6: Imagem infravermelha de paciente com câncer (LELES, 2015).

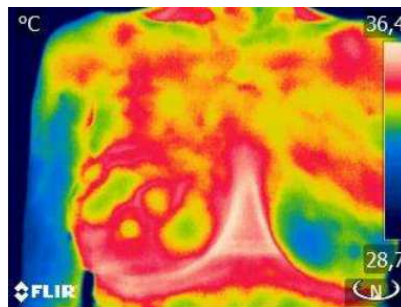
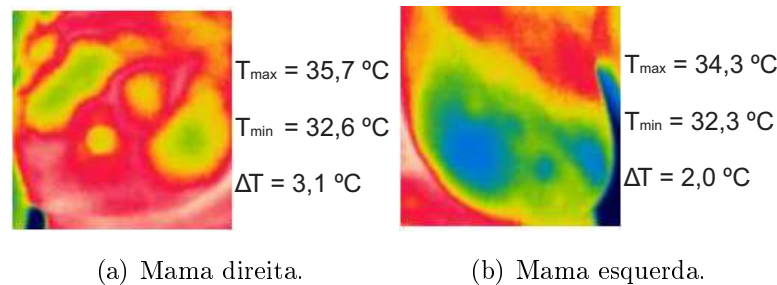


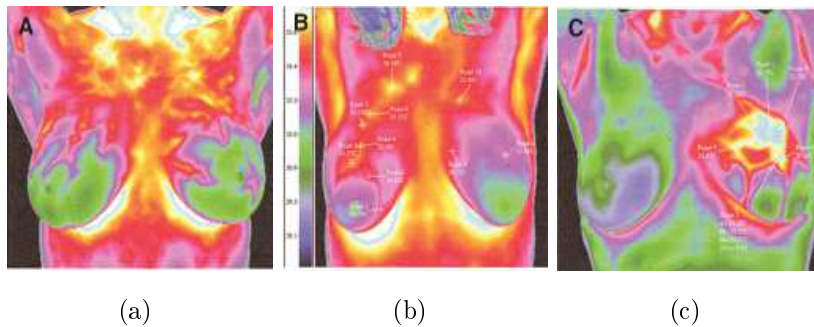
Figura 2.7: Segmentação das imagens infravermelhas (LELES, 2015).



A detecção do tumor através de imagens térmicas tem conquistado um espaço importante entre as pesquisas recentes por ser apontada como uma técnica com alto potencial de avançar nos níveis de sensibilidade de localização dos tumores. Kennedy, Lee & Seely (2009) apresenta

uma abordagem comparativa sobre o histórico da termografia sendo usada como uma ferramenta médica de diagnóstico. A Figura 2.8 apresenta imagens infravermelhas retiradas em diferentes casos de avanço do tumor, onde a alteração do perfil térmico aumenta na maneira em que o estágio do tumor se torna mais severo.

Figura 2.8: Imagens termográficas da mama: (a) normal; (b) mostra um estágio precoce de câncer na mama direita; (c) mostra um estágio avançado da câncer na mama esquerda.(Fonte: (KENNEDY; LEE; SEELY, 2009))



Arora et al. (2008) analisaram um grupo de 94 pacientes em que a biopsia mamária foi recomendada baseada em mamografia ou ultra-sonografia. Através de um experimento com imagens infravermelhas digitais, destas amostras, 60 pessoas possuíam um tumor maligno e 34 benigno. As imagens infravermelhas identificaram 58 dos 60 tumores malignos, sendo uma sensibilidade de 97 % e uma especificidade 44 %. Este trabalho experimental mostrou a validade das imagens térmicas como auxílio para técnicas de detecção precoce de tumor, como a mamografia e a ultra-sonografia, principalmente em mulheres mais jovens, onde a mama é mais densa e estas técnicas apresentam sensibilidade inferior.

A utilização de imagens infravermelhas dinâmicas, com modificações na condição de contorno da mama, para o método de diagnóstico clínico de lesões se dá em laboratórios que procuram uma maior sensibilidade na visualização da diferença de temperatura entre tecidos saudáveis e lesionados.

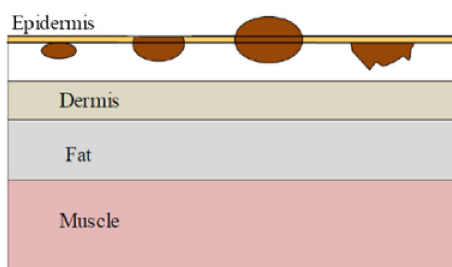
2.5 Otimização da Termografia Infravermelha para Detecção de Tumores Mamários

Cheng & Herman (2014) utilizaram a metodologia de imagens infravermelhas dinâmicas, para otimizar a localização de tumores. As análises dinâmicas são responsáveis por facilitar o exame clínico, uma vez que o paciente não precisa atingir as condições de estado estacionário para que o exame seja feito. Isso já acontece em muitos exames clínicos em que o paciente precisa esperar, às vezes, algumas horas para que seu corpo atinga um estado que seja adequado para

a metodologia do exame.

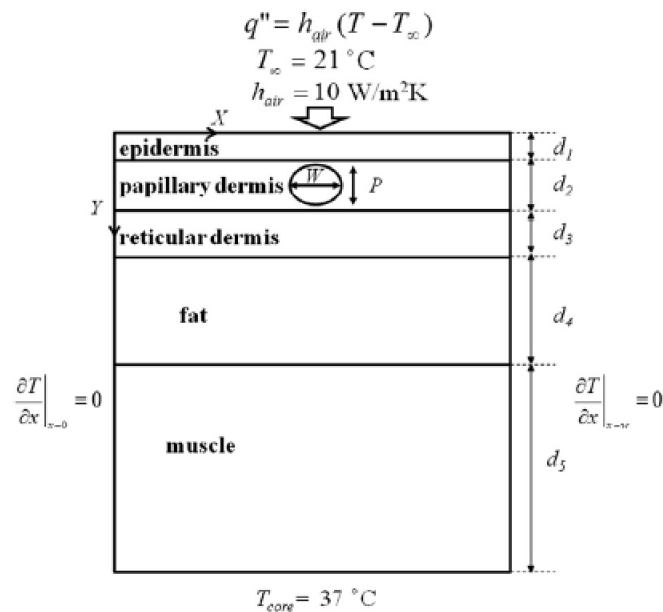
Os autores se propuseram a dimensionar as melhores condições de resfriamento da pele, na tentativa de aumentar a sensibilidade do método de localização de lesões superficiais, como mostra a Figura 2.9, e ofereça para o paciente condições adequadas de conforto clínico. As análises mostraram que o resfriamento em um período de 2 minutos até uma temperatura de 20 °C garantem uma condição confortável para o paciente e além disso induzem um contraste térmico para uma faixa de 0,1 °C – 0,3 °C.

Figura 2.9: Esquema ilustrativo do sistema das camadas de tecidos. (CHENG; HERMAN, 2014).



A simulação foi realizada em três etapas, a primeira onde a superfície está sob convecção natural, a segunda com a aplicação do resfriamento e a terceira sendo um período de recuperação térmica. As análises ainda consideram o tempo em que o resfriamento da pele leva para penetrar as camadas de tecido, dadas as condições da Figura 2.10. As conclusões foram que quanto maior o coeficiente convectivo na superfície da mama maior a penetração do resfriamento nas camadas de tecido. O mesmo acontece quando diminui a temperatura de resfriamento.

Figura 2.10: Condições de contorno para o trabalho de Cheng & Herman (2014).



Por fim, os autores analisaram o comportamento do contraste térmico quando se altera a duração do resfriamento. Para o resfriamento pontual, com duração mais rápida, 5 e 10 segundos, percebe-se que há uma resposta mais rápida, acontecendo imediatamente após a aplicação do fluxo, mas que este efeito não dura por muito tempo. Já para o resfriamento mais demorado, 40, 60 e 120 segundos, o contraste térmico leva um tempo maior para atingir o seu pico e se mantem em valores maiores por mais tempo. Ou seja, para lesões superficiais, é suficiente o aquecimento em intervalos pequenos, para lesões mais profundas, um aquecimento com maior duração é mais seguro para garantir os resultados desejados.

Zhou & Herman (2018) realizaram um estudo computacional no COMSOL a fim de investigar o impacto do resfriamento da pele no contraste térmico provocado por diferentes tumores. A Figura 2.11 mostra o modelo utilizado neste trabalho, contendo os tumores que foram analisados.

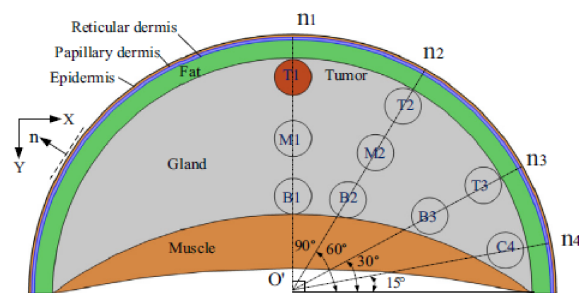
A pesquisa foi dividida em três etapas, a primeira onde a mama esta em estado estacionário, apenas sob convecção natural, a segunda onde é imposta como condição de contorno de resfriamento, deixando aqui a possibilidade de se testarem formas de aplicação deste resfriamento, e a terceira sendo uma fase de recuperação térmica, onde a mama volta a estar apenas sob efeito da convecção natural e onde os resultados finais irão ser analisados.

Este estudo mostrou através das simulações que os tumores próximos da superfície apresentam contraste térmico suficiente para serem percebidos, todos acima de $0,6\text{ }^{\circ}\text{C}$ e teriam condições de serem localizados mesmo a mama em estado estacionário, sem resfriamento. No entanto, os tumores mais profundos apresentaram contrastes térmicos inferiores a $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$, este é um valor considerado invisível para as câmeras infravermelhas modernas, ou seja a alteração

nas condições de contornos se torna necessária.

Os resultados de Zhou & Herman (2018) mostraram que para tumores menores e muito profundos na mama, mesmo que o resfriamento seja feito com temperaturas muito baixas e um período de duração longo, o contraste térmico não é alterado, o resfriamento não penetra em camadas muito profundas. Por outro lado, o resfriamento se mostrou capaz de aumentar o contraste térmico para vários tumores estudados, que estejam em uma região em que o resfriamento penetre.

Figura 2.11: Esquema ilustrativo das camadas de tecidos. (ZHOU; HERMAN, 2018).



Menegaz & Guimarães (2019) desenvolveram um método que pode qualificar a técnica de termografia infravermelha para a detecção de inclusões e ser usada como uma ferramenta auxiliar para os exames clínicos. O método utiliza uma analogia entre sistemas estruturais e térmicos, de forma geral, consiste na aplicação de um método, utilizado normalmente para a localização de rupturas e danos estruturais, voltado para a localização de inclusões na mama humana.

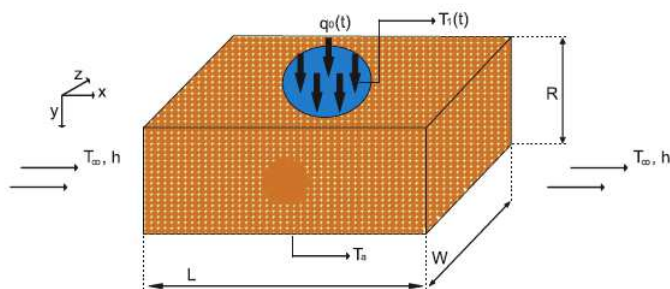
A impedância térmica é a razão entre a variação de temperatura superficial da estrutura analisada e o fluxo de calor aplicado externamente. Os danos nos tecidos são medidos a partir de uma comparação entre as medidas em cenários com e sem tumor. Este é um conceito análogo ao de impedância eletromecânica e é modelado pela Equação 2.3

$$Z_t = \frac{\Delta T(\omega)}{q_0(\omega)} = \frac{T_{y=0}(\omega) - T_a(\omega)}{q_0(\omega)} \quad (2.3)$$

onde o parâmetro $q_0(\omega)$ é o fluxo imposto na superfície da mama, $T_{y=0}(\omega)$ é a resposta térmica deste fluxo medida na superfície da mama e T_a no tumor. A variável ω representa o domínio da frequência obtido aplicando-se a transformada de Fourier no sinal no domínio do tempo.

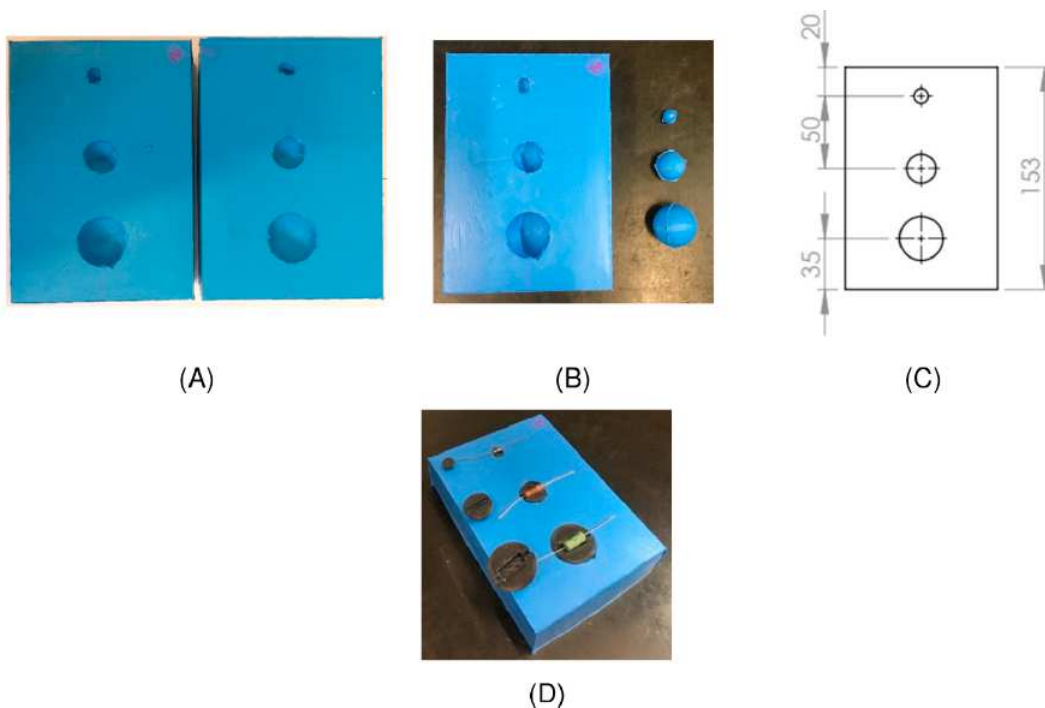
A Figura 2.12 apresenta o esquema ilustrativo de como foram abordados os parâmetros no trabalho de Menegaz & Guimarães (2019), a região de aplicação do fluxo de calor para que fosse possível a utilização do método de impedância térmica.

Figura 2.12: Esquema ilustrativo do modelo. (MENEZAS; GUIMARÃES, 2019).



Esta proposta de procedimento foi validada com um experimento realizado em uma borracha de silicone, como mostrado na Fig 2.13. Resistores representaram os tumores no experimento, e foram cobertos por uma material de silicone com uma rigidez maior e de formato esférico. A grande contribuição deste trabalho foi propor que o método dependesse apenas da medição da temperatura superficial. (MENEZAS; GUIMARÃES, 2019)

Figura 2.13: Experimento realizado com inclusões em uma fantoma de silicone. (MENEZAS; GUIMARÃES, 2019).



A termografia infravermelha, normalmente, é apenas empregada como uma técnica auxiliar a outros exames de detecção de tumor. Isso ocorre, pois a técnica somente visualiza a radiação superficial na pele da mama, sendo que, a partir deste ponto, o conhecimento da localização e o tamanho do tumor não são parâmetros triviais de serem encontrados.

2.6 Técnicas para localização de Defeitos

Paralelamente ao estudo da detecção e localização de inclusões, encontra-se uma analogia à estimativa de defeitos em materiais sem geração de calor afim de contextualizar os métodos que serão utilizados neste trabalho.

A forma como um material difunde o fluxo de calor aplicado em sua superfície é a base para determinar a difusividade térmica deste material quando se acompanha a queda de temperatura superficial após aplicação deste fluxo (CARSLAW; JAEGER, 1959).

Parker et al. (1961) desenvolveram uma correlação para estimativa da difusividade térmica denominado como Método Flash. Este método consiste em excitar a peça com um fluxo de calor no formato de um pulso e observar a queda de temperatura na superfície. O tempo em que a temperatura superficial leva para cair metade do seu valor máximo após a excitação ($t_{1/2}$) pode ser correlacionado com o comprimento da amostra (L), conforme mostra a Equação 2.4, usada para calcular a difusividade do material.

$$\alpha = \frac{1,38 L^2}{\pi^2 t_{1/2}} \quad (2.4)$$

A partir desta correlação, Milne & Reynolds (1985) observaram como a presença de um defeito na amostra consegue reduzir a queda de temperatura de forma que seja assinalado na superfície um contraste térmico entre uma região que possui um defeito e outra que não possui.

A Figura 2.14 apresenta como se comportam os perfis térmicos superficiais de diferentes modelos após serem aquecidos com um pulso de calor no trabalho de Lau, Almond & Milne (1991). As temperatura correspondem a modelos onde os defeitos estão afastados em 1, 2, 3, 4 e 5 mm da superfície.

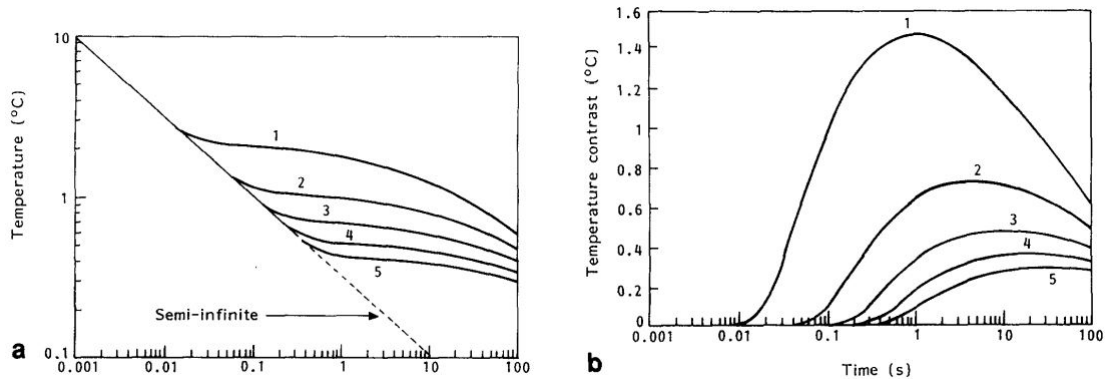
Nota-se que conforme o defeito está mais próximo da superfície maior é o efeito provocado na queda de temperatura superficial. Na Figura 2.14 (b) é possível acompanhar o comportamento da diferença entre a temperatura de cada modelo com defeito com a temperatura do modelo semi-infinito (sem defeito). Observa-se que a profundidade do defeito afeta o valor máximo de contraste de temperatura em cada modelo, tornando evidente que há uma correlação entre este dois parâmetros .

Lau, Almond & Milne (1991) ainda observaram que a relação entre o defeito e a profundidade em que ele se encontra estende-se para uma forma bastante complexa quando levado em conta o tamanho do defeito, devido a este parâmetro também impactar no contraste térmico causado pelo defeito.

Outro apontamento realizado po Lau, Almond & Milne (1991) foi referente a interferência que existe ao considerar que um defeito é formado por um espaço vazio apenas contendo con-

vecção em seu interior, ou se há possíveis variações nos mecanismos de transferência de calor do defeito.

Figura 2.14: Perfis de temperatura de diferentes modelos após ser aplicado um fluxo de calor no formato de um pulso (LAU; ALMOND; MILNE, 1991).



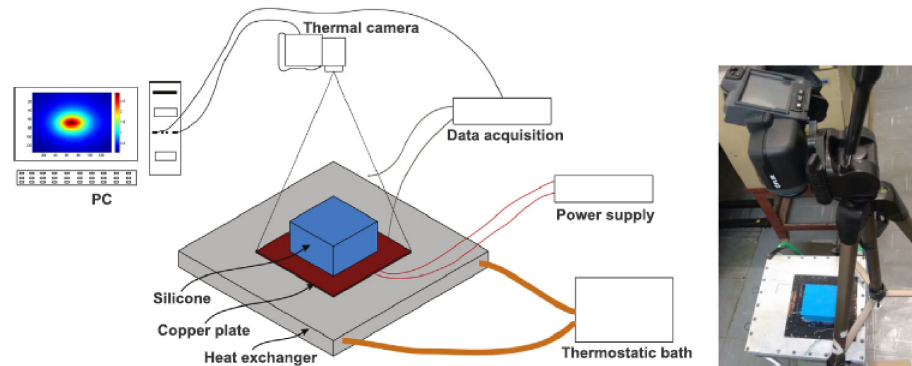
Almond & Pickering (2012) descobriram uma nova expressão analítica simplificada que demonstrou modelar a dependência do contraste térmico com a proporção do defeito. Esta expressão mostra que a sensibilidade de detecção do defeito aumenta com a energia do pulso de excitação absorvida, além disso, como era esperado, a sensibilidade é inversamente proporcional a profundidade do defeito.

Balageas & Roche (2014) analisaram como a técnica de detecção de falhas utilizando termografias em sequência pode sofrer com a alteração da condição de fluxo prescrita nos modelos. Foi verificado como a condição de fluxo no formato de pulso se sobressai na detecção das falhas, quando comparado com a detecção de falhas realizada utilizando um fluxo periódico.

Figueiredo, Fernandes & Guimaraes (2018) desenvolveram uma técnica que é capaz de localizar as coordenadas geométricas do centro do tumor utilizando apenas a temperatura superficial, sem que seja necessário o conhecimento prévio das propriedades do tumor, como geração de calor metabólica e condutividade térmica, assim como a condutividade térmica da mama e de seus tecidos saudáveis. Este estudo se faz importante, uma vez que desenvolve um mecanismo onde não é necessário o conhecimento prévio das propriedades termofísicas dos tecidos saudáveis e nem do próprio tumor.

Experimentos foram realizados em uma bancada experimental, Fig 2.15, onde foi utilizado um tecido fantoma de silicone para modelar a mama em geometrias simplificadas e um resistor cilíndrico para representar o tumor. Os dados foram coletados com uma câmera infravermelha para obter o perfil de temperaturas superficiais.

Figura 2.15: Experimento realizado com inclusões em uma fantoma de silicone. (FIGUEIREDO; FERNANDES; GUIMARAES, 2018).



Figueiredo, Fernandes & Guimaraes (2018) utilizam de correlações de perfis normalizados de temperatura para encontrar as coordenadas do tumor. Estes perfis auxiliares foram obtidos com uma programação do software COMSOL, e a localização do tumor se dá através da comparação destes perfis como perfil medido no experimento. O erro da estimativa da profundidade de tumor obtido pelo trabalho foi de 1,31 mm, localizado em uma profundidade de 26,49 mm.

Capítulo 3

Fundamentos Teóricos e Métodos

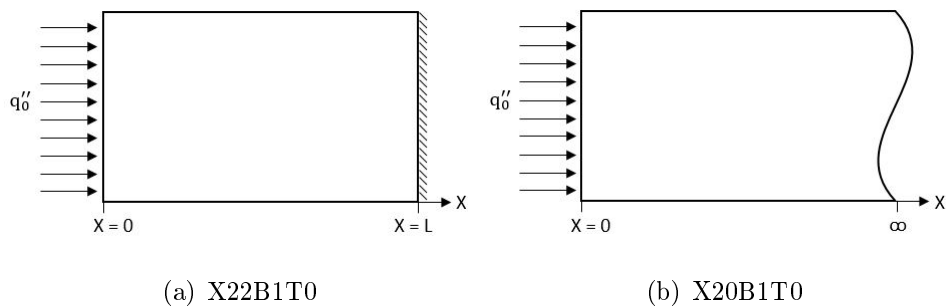
3.1 Considerações Iniciais

Neste capítulo são introduzidos alguns conceitos importantes para o entendimento completo do trabalho. Detalha-se a princípio o conceito de tempo de desvio, são compreendidas as propriedades do adimensional do tempo de desvio e sua aplicabilidade para se estimar contornos. Em outro momento propõe-se uma abordagem do efeito térmico dos tecidos biológicos e como este é capaz de se relacionar com o conceito de tempo de desvio a fim de se estimar a profundidade de inclusões da mesma forma que é possível estimar a profundidade de contornos isolados termicamente.

3.2 Estimativa da espessura do modelo utilizando o tempo de desvio adimensional

O conceito de tempo de desvio térmico foi inicialmente proposto por Monte, Beck & Amos (2008) e pode ser compreendido como sendo o tempo que um contorno inativo influencia na temperatura do corpo em uma certa posição. Em outras palavras pode-se explicar o conceito do tempo de desvio utilizando os modelos apresentados na Figura 3.1. Na Figura 3.1(a) o contorno em $x = 0$ está sujeito a um fluxo prescrito e em $x = L$ está isolado termicamente, este modelo é nomeado por Beck et al. (1992) de X22B1T0. O tempo de desvio apresenta a informação de quanto tempo é necessário para que o contorno isolado exerça influência na temperatura em $x = 0$. Para identificá-lo é necessário realizar uma comparação com um outro modelo onde não haja influência deste contorno, como é o caso do modelo semi-infinito apresentado na Figura 3.1(b). Este modelo é nomeado por Beck et al. (1992) de X20B1T0.

Figura 3.1: Representação esquemática de problemas unidimensionais.



Os problemas apresentados pela Fig. 3.1 possuem como equação governante a equação da difusão de calor, unidimensional, transiente e sem geração de calor, ou seja,

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.1)$$

Observa-se que em ambos os problemas um fluxo de calor prescrito é aplicado em $x = 0$, ou seja,

$$-k \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=0} = q_0 \quad (3.2)$$

O problema X22B1T0, Fig. 3.1(a) é isolado termicamente em $x = L$, e portanto

$$\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=L} = 0 \quad (3.3)$$

A temperatura inicial de ambos os modelos é prescrita como

$$T(x, 0) = T_0 \quad (3.4)$$

As soluções dos problemas X22B1T0 e X20B1T0 são prontamente obtidas usando-se o método de Funções de Green (BECK et al., 1992) e podem ser escritas respectivamente como:

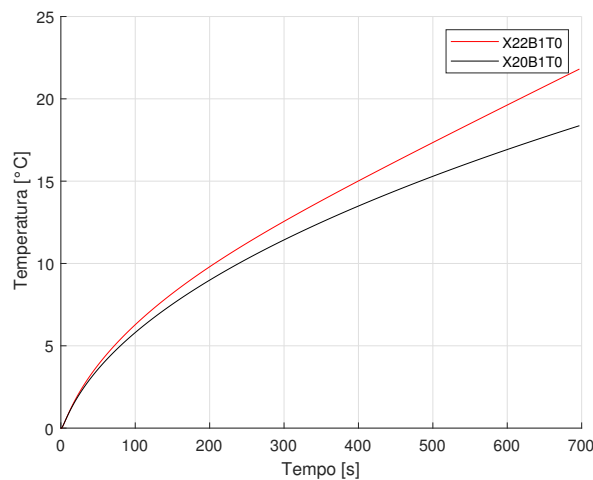
$$T_{X20B1T0}(x, t) = \frac{q_0 \sqrt{4\alpha t}}{k} \operatorname{ierfc} \left(\frac{x}{\sqrt{4\alpha t}} \right) + T_0 \quad (3.5)$$

e

$$T_{X22B1T0}(x, t) = T_0 + \frac{q_0 \alpha t}{kL} + \frac{q_0}{k} L^2 \left(\frac{L}{3} - x + \frac{x^2}{2L} \right) - 2 \frac{q_0}{kL} \sum_{m=1}^{\infty} \cos \left(\frac{m\pi x}{L} \right) \frac{e^{-\frac{m^2 \pi^2 \alpha t}{L^2}}}{\left(\frac{-m\pi}{L} \right)} \quad (3.6)$$

A Figura 3.2 apresenta o comportamento das temperaturas superficiais ao longo do tempo para os dois modelos. Uma vez que as propriedades térmicas e o fluxo de calor imposto é o mesmo, a evolução de ambas as temperaturas tem o mesmo comportamento nos instantes iniciais, até que a influência do isolamento térmico seja sentida na superfície frontal. Observe que no modelo semi-infinito, X20B1T0, não há qualquer influência desse contorno. O instante em que os perfis de temperatura se descolam é chamado de tempo de desvio (MONTE; BECK; AMOS, 2008).

Figura 3.2: Evolução das temperaturas para os problemas X20B1T0 e X22B1T0 em $x = 0$.



O descolamento das curvas acontece de forma gradual e a diferença de temperatura (ΔT) entre os modelos é o parâmetro responsável por orientar a identificação do tempo de desvio. Quanto maior o ΔT , Eq. 3.7, desejado maior o tempo que levará para o isolamento provocar tal diferença de temperatura. A Figura 3.3 apresenta o comportamento da diferença entre as duas curvas de temperaturas da Figura 3.2 em cada intervalo de tempo. A Tabela 3.1 apresenta o tempo de desvio para as diferenças de temperatura de 0,15, 0,30, 0,50 e 1,00 °C.

$$\Delta T = T_{X22B1T0}(0, t) - T_{X20B1T0}(0, t) \quad (3.7)$$

Figura 3.3: Variação de temperatura entre os problemas X20B1T0 e X22B1T0 em $x = 0$.

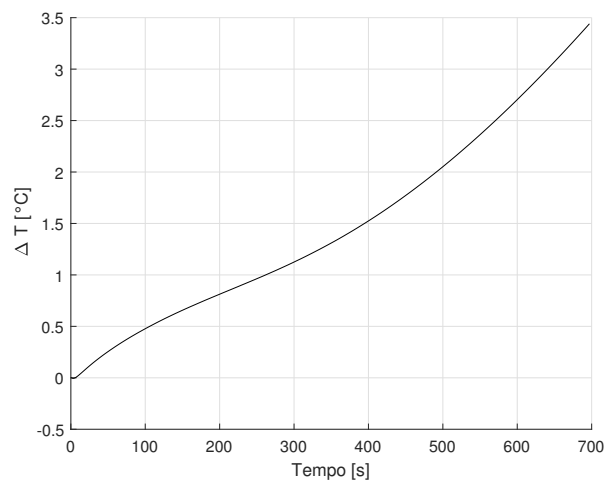


Tabela 3.1: Tempo de desvio e profundidade de cada contorno analisado na modelagem analítica.

ΔT [°C]	t_{desv} [s]
0,15	31
0,30	59
0,50	106
1,00	262

Monte, Beck & Amos (2008) ainda propuseram um adimensional do tempo de desvio, Eq. 3.8. Esta correlação leva em conta os seguintes parâmetros: a profundidade do contorno (L), que corresponde à distância que o contorno isolado está do contorno sob a condição de fluxo prescrito; o tempo de desvio (t_{desv}), apresentado pela Tabela 3.1 corresponde ao tempo que o contorno isolado leva para diferenciar a temperatura em $x = 0$ da temperatura do modelo semi-infinito no mesmo ponto; a difusividade térmica (α) que é a propriedade do material que se necessita conhecer e x que é a coordenada do ponto que será analisado, neste caso $x = 0$, pois as análises são referentes à superfície.

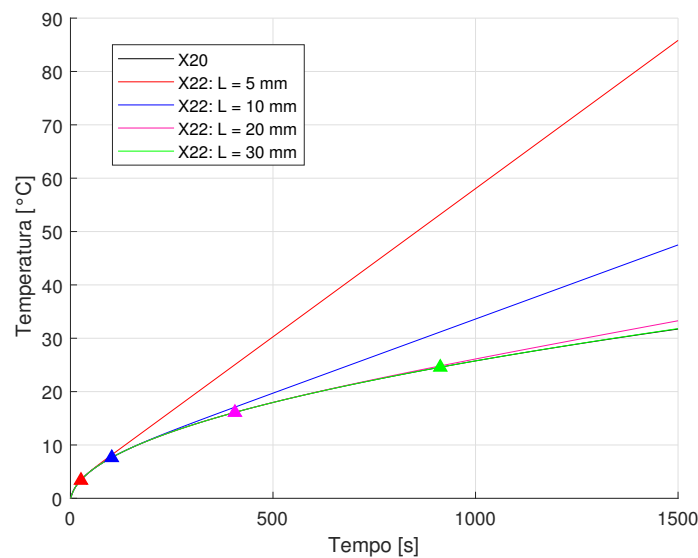
$$t_{desv}^+ = \frac{\alpha t_{desv}}{2(L-x)^2} \quad (3.8)$$

Observa-se da Equação 3.8 que o tempo de desvio adimensional (t_{desv}^+) propõe uma proporcionalidade entre o tempo de desvio (t_{desv}) e a profundidade do contorno ao quadrado (L^2). O comportamento constante do adimensional, ao serem variados a profundidade e o tempo de desvio, é o que será responsável por assegurar a sensibilidade da estimativa da profundidade.

Para ilustrar a característica constante do tempo de desvio adimensional pode-se resolver

as Equações 3.5 e 3.6 para diferentes comprimentos do modelos X22B1T0, variando o L de 5 à 15 mm. As soluções foram obtidas utilizando um fluxo de 1000 Wm^{-2} , temperatura inicial $T_0 = 0 \text{ }^\circ\text{C}$, utilizando as propriedades do silicone: difusividade térmica $\alpha = 1,88 \cdot 10^{-7} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ e condutividade térmica de $k = 0.388 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$. A Figura 3.4 apresenta a curva de temperatura para o problema X20B1T0 e para os problemas onde X22B1T0 possui comprimento de 5, 10, 20 e 30 mm. Pode-se notar ainda a presença de pontos marcados no perfil de temperatura como os pontos onde a diferença de temperatura é $0,15 \text{ }^\circ\text{C}$. Observa-se que ao aumentar o comprimento do modelo aumenta-se o tempo de desvio gerado pelo isolamento do contorno em $x = L$.

Figura 3.4: Evolução da temperatura X20B1T0 e X22B1T0 com comprimento $L = 5, 10, 20$ e 30 mm .



A forma como se relacionam profundidade e tempo de desvio, Equação 3.8, pode ser verificada encontrando o tempo de desvio adimensional para diferentes problemas com diferentes profundidades. A Tabela 4.2 apresenta a profundidade (L), o tempo de desvio (t_{desv}) e o tempo de desvio adimensional (t_{desv}^+) calculado. Estes são resultados dos problemas descritos acima, em que algumas das temperaturas foram plotadas na Figura 3.4. A média dos valores de tempo de desvio adimensional é de $0,3534$ e o desvio padrão dos valores é $0,0028$, menor que 1% do valor médio.

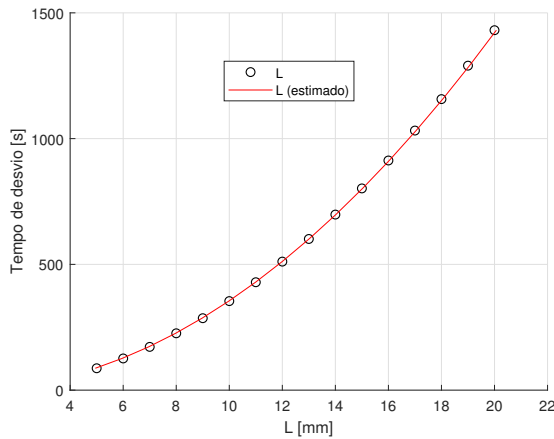
Tabela 3.2: Profundidade do contorno, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.

L [mm]	t_{desv} [s]	t_{desv}^+
5	87	0,3462
6	126	0,3482
7	172	0,3492
8	226	0,3513
9	286	0,3512
10	354	0,3521
11	426	0,3527
12	511	0,3530
13	601	0,3538
14	698	0,3543
15	802	0,3546
16	913	0,3548
17	1032	0,3552
18	1157	0,3558
19	1290	0,3555
20	1451	0,3559

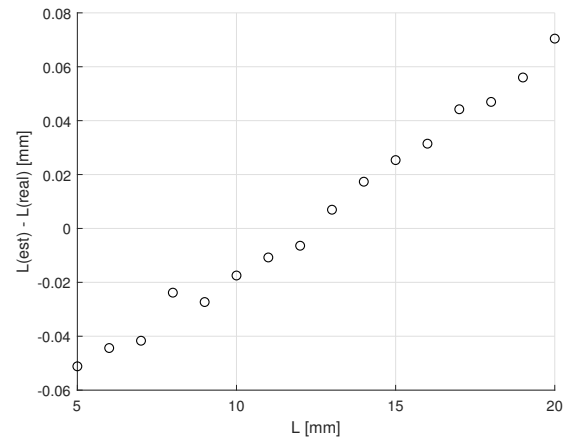
Propõe-se então utilizar o valor médio dos tempos de desvio adimensionais, juntamente com o tempo de desvio identificado com a diferença de temperatura pré-estabelecida, para estimar a espessura de um modelo usando a Equação 3.8.

A Figura 3.5 apresenta a estimativa da espessura do modelo, utilizando o valor médio dos tempos de desvio adimensionais, e o erro desta estimativa. Observa-se que a pequena variação no tempo de desvio adimensional, encontrada na Tabela 4.2, não implica em um erro considerável na estimativa da profundidade, o maior erro de estimativa é menor que 0,1 mm.

Figura 3.5: Estimativa de profundidade dos contornos e erro da estimativa.



(a) Estimativa dos contornos



(b) Erro da estimativa

3.3 Estimativa de profundidade de inclusões utilizando o tempo de desvio adimensional

3.3.1 Comportamento Térmico da Perfusão Sanguínea

Como já mencionado, o comportamento térmico dos tecidos biológicos pode ser modelado pela equação da biotransferência de calor (PENNES, 1948).

$$k\nabla^2 T + \omega_b \rho_b c_b (T_b - T) + Q_m = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.9)$$

A Equação 3.9, difere-se da equação da difusão de calor, Eq. 3.1, pela presença da geração de calor metabólica (Q_m) e da geração de calor interna devido a perfusão sanguínea ($\omega_b \rho_b c_b (T_b - T)$). A respeito do termo de perfusão sanguínea, observe a diferença de temperatura ($T_b - T$). Esta diferença é responsável por simular o comportamento variável da geração de calor interna dos tecidos biológicos, que consiste em equilibrar a geração de calor interna do corpo à condição externa em que este está exposto. Em outras palavras, nota-se que a presença da temperatura local T no termo de perfusão faz com que, a medida em que a pele é submetida a uma fonte de calor externa e a temperatura local aumenta, o efeito da geração devido a perfusão diminua, e por outro lado, se esta condição for de resfriamento e a temperatura local for reduzida, a geração de calor devido a perfusão irá aumentar.

(LAWSON; CHUGHTAI, 1963) observaram que existem diferentes faixas de temperaturas em diferentes partes do corpo humano e em diferentes períodos do ciclo diário. É necessário

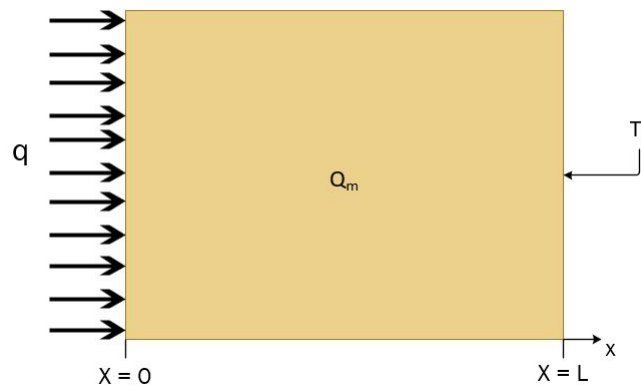
ficar claro que a energia térmica é produzida em várias partes do corpo a partir de mecanismos diferentes, as circulações de sangue funcionam como trocadores de calor eficientes, resfriando algumas áreas e aquecendo outras.

Para verificar o comportamento da perfusão sanguínea ao longo do tempo no cenário em que o corpo é submetido a uma fonte de calor externa foram deduzidos matematicamente dois problemas térmicos do tipo X21B1T1, unidimensionais, com fluxo prescrito em $x = 0$ e temperatura prescrita em $x = L$. O primeiro possui apenas a geração metabólica, que é uma fonte interna de geração de calor contantes no tempo e foi deduzido a partir da equação da difusão de calor, Eq. 3.1, o segundo problema foi deduzido a partir da equação de Pennes, Eq. 3.9, e é um problema que leva em consideração a geração metabólica e perfusão sanguínea dos tecidos biológicos.

3.3.1.1 Solução Analítica do Problema Térmico Unidimensional com Geração Metabólica

A Figura 3.6 apresenta o modelo esquemático do problema térmico X21B1T1, unidimensional, transiente e com geração de calor metabólica, com um fluxo prescrito no contorno em $x = 0$ e a temperatura prescrita no contorno $x = L$.

Figura 3.6: Representação esquemática do modelo X21B1T1 unidimensional com geração de calor metabólica.



A equação da difusão de calor para o problema representado pela Fig. 3.6 é dada como:

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{Q_m}{k} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.10)$$

sujeita as condições de contorno,

$$-k \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=0} = q_0 \quad (3.11)$$

$$T(L, t) = T_L \quad (3.12)$$

e à condição inicial

$$T(x, 0) = T_0 \quad (3.13)$$

A solução do problema térmico X21B1T1 pode ser obtida usando-se o método de Funções de Green (BECK et al., 1992), onde a forma geral da solução é dada como:

$$\begin{aligned} T_{X21}(x, t) &= \int_{x'=0}^L F(x') \cdot G(x, t|x', 0) dx' \\ &+ \frac{\alpha}{k} \int_{\tau=0}^t \int_{x'=0}^L g(x', \tau) \cdot G(x, t|x', \tau) dx' d\tau \\ &+ \alpha \int_{\tau=0}^t \left(\frac{f(x', \tau) \cdot G(x, t|x', \tau)}{k} \right)_{x'=0} d\tau \\ &- \alpha \int_{\tau=0}^t \left(f(x', \tau) \frac{\partial G}{\partial \eta'} \right)_{x'=L} d\tau \end{aligned} \quad (3.14)$$

De modo que a Função de Green do problema $G_{X21}(x, t|x', \tau)$ pode ser descrita como:

$$G_{X21}(x, t|x', \tau) = \frac{2}{L} \sum_{m=1}^{\infty} e^{\frac{-\beta_m^2 \alpha (t-\tau)}{L^2}} \cos\left(\beta_m \frac{x}{L}\right) \cos\left(\beta_m \frac{x'}{L}\right) \quad (3.15)$$

Sendo

$$\beta_m = \pi \cdot \left(m - \frac{1}{2} \right) \quad (3.16)$$

A condição de contorno em $x = L$ pode ser homogeneizada definindo-se uma nova variável

$$\theta(x, t) = T(x, t) - T_L \quad (3.17)$$

e substituindo a Eq. 3.17 na Eq. 3.10 obtém-se

$$\frac{\partial^2 \theta}{\partial x^2} + \frac{Q_m}{k} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial \theta}{\partial t} \quad (3.18)$$

sujeita as condições de contornos

$$-k \left. \frac{\partial \theta}{\partial x} \right|_{x=0} = q_0 \quad (3.19)$$

$$\theta(L, t) = T_L - T_L = 0 \quad (3.20)$$

e condição inicial

$$\theta(x, 0) = T_0 - T_L \quad (3.21)$$

Assim, obtém-se

$$\begin{aligned} \theta_{X21}(x, t) &= \int_{x'=0}^L (T_0 - T_L) \cdot G(x, t|x', 0) dx' \\ &+ \frac{\alpha}{k} \int_{\tau=0}^t \int_{x'=0}^L Q_m G(x, t|x', \tau) dx' d\tau \\ &+ \alpha \int_{\tau=0}^t \left(\frac{q_0 G(x, t|x', \tau)}{k} \right)_{x'=0} d\tau \end{aligned} \quad (3.22)$$

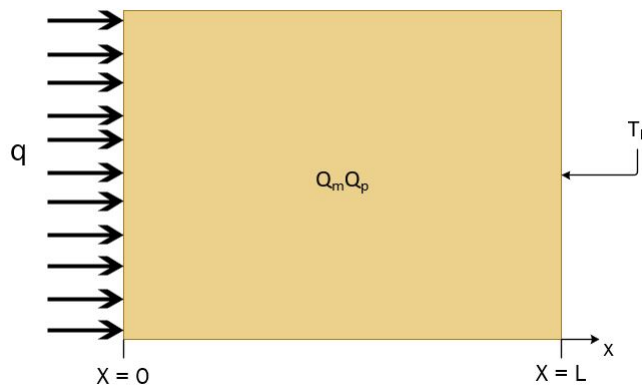
Onde a variável T , pode ser obtida como

$$\begin{aligned} T_{X21}(x, t) &= T_L + (T_0 - T_L) \sum_{m=1}^{\infty} \frac{2}{\beta_m} \cos\left(\beta_m \frac{x}{L}\right) \text{sen}(\beta_m) e^{-\frac{\beta_m \alpha t}{L^2}} \\ &+ \frac{2Q_m}{k} \sum_{m=1}^{\infty} \frac{L^2}{\beta_m^3} \cos\left(\beta_m \frac{x}{L}\right) \text{sen}(\beta_m) \left(1 - e^{-\frac{\beta_m \alpha t}{L^2}}\right) \\ &+ \frac{2\alpha q_0}{k} \sum_{m=1}^{\infty} \frac{L}{\beta_m^2 \alpha} \left(1 - e^{-\frac{\beta_m \alpha t}{L^2}}\right) \cos\left(\beta_m \frac{x}{L}\right) \end{aligned} \quad (3.23)$$

3.3.1.2 Solução Analítica do Problema Térmico Unidimensional com Geração Metabólica e Perfusão Sanguínea

A Figura 3.7 apresenta o modelo esquemático do problema térmico X21, unidimensional, transiente, com geração de calor metabólica e perfusão sanguínea, com um fluxo prescrito no contorno em $x = 0$ e a temperatura prescrita no contorno $x = L$.

Figura 3.7: Representação esquemática do modelo X21 unidimensional com geração de calor metabólica e perfusão sanguínea.



Como já visto, a equação governante deste problema é dado pela equação de Pennes

$$k\nabla^2 T + \omega_b \rho_b c_b (T_b - T) + Q_m = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.24)$$

Para reunir os termos que não se alteram ao longo do tempo, propõe-se a variável Q :

$$Q = \omega_b \rho_b c_b T_b + Q_m \quad (3.25)$$

Assim, substituindo a variável Q (Eq. 3.25) na Equação 3.24 tem-se:

$$k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} - \omega_b \rho_b c_b T + Q = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.26)$$

Propõe-se ainda uma nova substituição de variáveis:

$$m^2 = \frac{\omega_b \rho_b c_b}{k} \quad (3.27)$$

Substituindo a variável m (Eq. 3.27) na Equação 3.26, tem-se:

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} - m^2 T + \frac{Q}{k} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.28)$$

Analogamente, definindo-se uma nova variável

$$\theta(x, t) = T(x, t) - T_L \quad (3.29)$$

Obtém-se

$$\frac{\partial^2 \theta}{\partial x^2} - m^2 (\theta + T_L) + \frac{Q}{k} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial \theta}{\partial t} \quad (3.30)$$

sujeita as condições de contornos

$$-k \left. \frac{\partial \theta}{\partial x} \right|_{x=0} = q_0 \quad (3.31)$$

$$\theta(L, t) = T_L - T_L = 0 \quad (3.32)$$

E condição inicial

$$\theta(x, 0) = T_0 - T_L \quad (3.33)$$

Similarmente, reunindo-se os termos constantes da Equação 3.30.

$$Q^* = Q - \omega \rho c T_L = \omega \rho c (T_b - T_L) + Q_m \quad (3.34)$$

Substituindo a variável Q^* (Eq. 3.34) na Equação 3.30, tem-se:

$$\frac{\partial^2 \theta}{\partial x^2} - m^2 \theta + \frac{Q^*}{k} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial \theta}{\partial t} \quad (3.35)$$

Para reajustar a Equação 3.35 de forma que ela possa ser resolvida com Funções de Green,

realiza-se uma nova substituição de variáveis.

$$\theta(x, t) = W(x, t) \cdot e^{-m^2 \alpha t} \quad (3.36)$$

Substituindo 3.36 na Equação 3.35.

$$\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{Q^*}{k} e^{m^2 \alpha t} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial W}{\partial t} \quad (3.37)$$

E a solução geral da Equação 3.37 é escrita como:

$$\begin{aligned} W(x, t) = & \int_{x'=0}^L (T_0 - T_L) \cdot G(x, t|x', 0) e^{m^2 \alpha \tau} dx' \\ & + \frac{\alpha}{k} \int_{\tau=0}^t \int_{x'=0}^L Q_m G(x, t|x', \tau) e^{m^2 \alpha \tau} dx' d\tau \\ & + \alpha \int_{\tau=0}^t \left(\frac{q_0 G(x, t|x', \tau)}{k} \right)_{x'=0} e^{m^2 \alpha \tau} d\tau \end{aligned} \quad (3.38)$$

A função de Green do problema X21 (BECK et al., 1992) é dada por

$$G_{X21}(x, t|x', \tau) = \frac{2}{L} \sum_{n=1}^{\infty} e^{\frac{-\beta_n^2 \alpha (t-\tau)}{L^2}} \cos\left(\beta_n \frac{x}{L}\right) \cos\left(\beta_n \frac{x'}{L}\right) \quad (3.39)$$

onde

$$\beta_n = \pi \cdot \left(n - \frac{1}{2} \right) \quad (3.40)$$

Depois de desenvolvidas as integrais a equação da temperatura para o modelo X21 com

geração metabólica e perfusão sanguínea pode ser obtida como sendo:

$$\begin{aligned}
W(x, t) &= (T_0 - T_L) \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2}{\beta n} \cos\left(\beta n \frac{x}{L}\right) \operatorname{sen}(\beta n) e^{-\frac{\beta n \alpha t}{L^2}} \\
&+ \frac{2Q_m}{k} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{\beta n} \frac{L^2}{\beta n^2 \alpha + L^2 m^2 \alpha} \cos\left(\beta n \frac{x}{L}\right) \operatorname{sen}(\beta n) \left(e^{m^2 \alpha t} - e^{-\frac{\beta n \alpha t}{L^2}}\right) \\
&+ \frac{2\alpha q_0}{k} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{L}{\beta n^2 \alpha + m^2 L^2 \alpha} \cos\left(\beta n \frac{x}{L}\right) \left(e^{m^2 \alpha t} - e^{-\frac{\beta n \alpha t}{L^2}}\right)
\end{aligned} \tag{3.41}$$

Ou ainda, retornando à variável original

$$\begin{aligned}
\theta(x, t) &= (T_0 - T_L) \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2}{\beta n} \cos\left(\beta n \frac{x}{L}\right) \operatorname{sen}(\beta n) e^{-\frac{\beta n + m^2 L^2}{L^2} \alpha t} \\
&+ \frac{2Q_m}{k} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{\beta n} \frac{L^2}{\beta n^2 \alpha + L^2 m^2 \alpha} \cos\left(\beta n \frac{x}{L}\right) \operatorname{sen}(\beta n) \left(1 - e^{-\frac{\beta n + m^2 L^2}{L^2} \alpha t}\right) \\
&+ \frac{2\alpha q_0}{k} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{L}{\beta n^2 \alpha + m^2 L^2 \alpha} \cos\left(\beta n \frac{x}{L}\right) \left(1 - e^{-\frac{\beta n + m^2 L^2}{L^2} \alpha t}\right)
\end{aligned} \tag{3.42}$$

E portanto

$$\begin{aligned}
T(x, t) &= T_L + (T_0 - T_L) \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2}{\beta n} \cos\left(\beta n \frac{x}{L}\right) \operatorname{sen}(\beta n) e^{-\frac{\beta n + m^2 L^2}{L^2} \alpha t} \\
&+ \frac{2Q_m}{k} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{\beta n} \frac{L^2}{\beta n^2 \alpha + L^2 m^2 \alpha} \cos\left(\beta n \frac{x}{L}\right) \operatorname{sen}(\beta n) \left(1 - e^{-\frac{\beta n + m^2 L^2}{L^2} \alpha t}\right) \\
&+ \frac{2\alpha q_0}{k} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{L}{\beta n^2 \alpha + m^2 L^2 \alpha} \cos\left(\beta n \frac{x}{L}\right) \left(1 - e^{-\frac{\beta n + m^2 L^2}{L^2} \alpha t}\right)
\end{aligned} \tag{3.43}$$

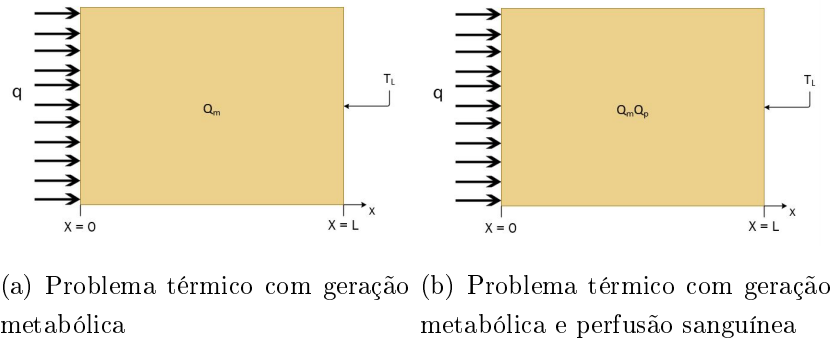
Por fim, com as soluções apresentadas nas Equações 3.23 e 3.43 tem-se as soluções térmicas de dois modelos: um apenas com geração metabólica e o outro com geração metabólica e perfusão sanguínea.

3.3.1.3 Análise do Comportamento da Perfusão Sanguínea em Condições de Aquecimento e Resfriamento do Corpo

Para verificar o efeito da perfusão sanguínea em um corpo pode-se analisar comparativamente os dois problemas térmicos da Figura 3.8, que são problemas do tipo X21. A Figura 3.8(a) apresenta um problema térmico com geração interna devido ao metabolismo, no qual o comportamento térmico das temperaturas deste problema pode ser calculado pela Equação

3.23. Por outro lado, a Figura 3.8(b) apresenta um problema térmico com geração metabólica e geração interna de calor devido a perfusão sanguínea. Suas temperaturas podem ser calculadas com a Equação 3.43. Em ambos os problemas foi aplicado um fluxo de calor em $x = 0$ de 100 W m^{-2} e foi mantida a temperatura em $x = L$ em $37 \text{ }^\circ\text{C}$. O comprimento L é de 50 mm . A temperatura inicial para solução do problema foi considerada como sendo $T_0 = 37 \text{ }^\circ\text{C}$.

Figura 3.8: Representação esquemática dos problemas térmicos unidimensionais com geração interna.



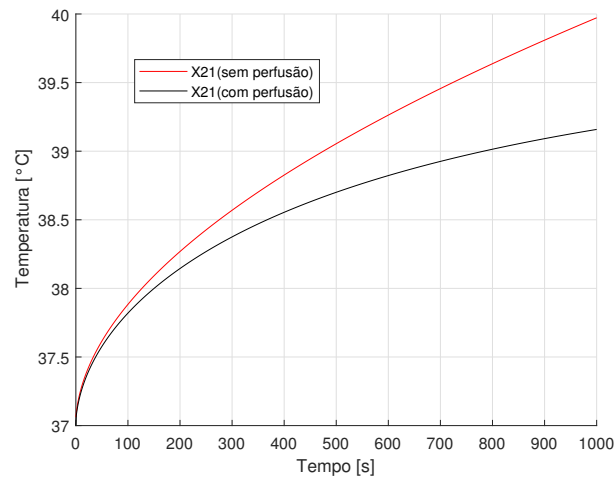
Na Tabela 3.3 podem ser encontradas as propriedades termofísicas utilizadas para as soluções dos problemas. Uma outra informação importante de ser comentada é referente a temperatura arterial que foi utilizada como $T_b = 37 \text{ }^\circ\text{C}$. Este é um parâmetro que corresponde a uma temperatura média para o funcionamento interno do corpo.

Tabela 3.3: Propriedades termofísicas dos tecidos. ((ZHOU; HERMAN, 2018), (CHENG; HERMAN, 2014) e (FIGUEIREDO; FERNANDES; GUIMARAES, 2018)).

Propriedades	
Condutividade térmica, k ($\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$)	0,45
Perfusão sanguínea, ω_b (s^{-1})	0,00054
Massa específica, ρ (kgm^{-3})	1000
Calor específico, c ($\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$)	3770
Geração metabólica, Q_m (Wm^{-3})	700

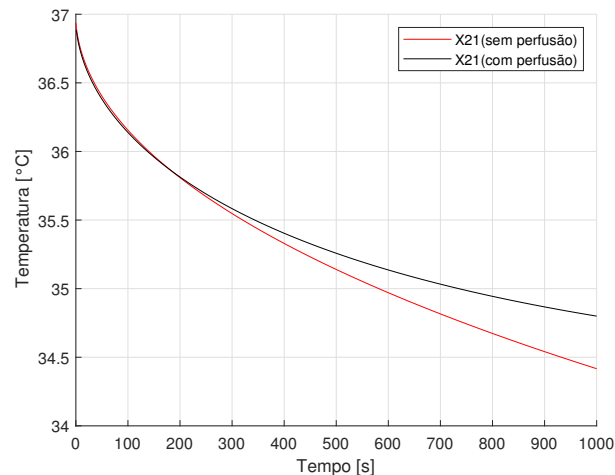
A Figura 3.9 apresenta as temperaturas superficiais dos dois modelos ao longo do tempo. O que pode ser notado com o comportamento das curvas é o efeito da perfusão sanguínea, já descrito anteriormente, que faz com que o corpo com perfusão, ao ser aquecido, tenha como efeito a redução da geração de calor interna do corpo, o que implica em reduzir as temperaturas da região. Isto é possível perceber devido a acentuada redução na temperatura superficial do problema térmico que considera a perfusão sanguínea em sua solução.

Figura 3.9: Temperaturas na superfície dos modelos com e sem perfusão sanguínea sob aquecimento.



Por outro lado, ao alterar o fluxo aplicado em $x = 0$ para uma condição de resfriamento com mesma intensidade, utilizando $q = -100 \text{ W m}^{-3}$, e partilhando das mesmas propriedades termofísicas do problema anterior, Tab. 3.3, obtém-se o comportamento térmico apresentado na Fig. 3.10. A Figura 3.10 apresenta a variação de temperatura superficial dos dois modelos da Figura 3.8, porém sendo submetidos a uma condição de resfriamento em $x = 0$. Nota-se, que diferente do que acontecia quando o contorno em $x = 0$ era aquecido, agora com o resfriamento ocorre um aumento na geração interna devido a perfusão sanguínea, que faz com que a queda de temperaturas devido ao contorno não seja tão grande quanto acontece com o problema apenas com geração metabólica.

Figura 3.10: Temperaturas na superfície dos modelos com e sem perfusão sanguínea sob resfriamento.

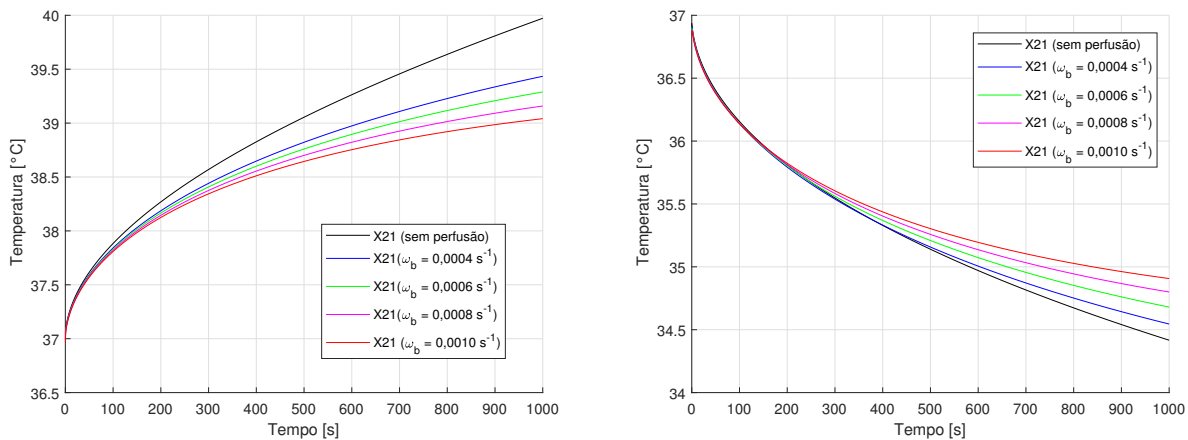


3.3.2 Comportamento Térmico da Perfusão Sanguínea em Inclusões Mamárias

A Figura 3.11 apresenta as temperaturas para os problemas: um contendo geração metabólica e o outro com geração metabólica e utilizando a perfusão sanguínea. Foram usadas as mesmas propriedades e parâmetros termofísicos do estudo anterior. A condição de aquecimento aplicada em $x = 0$ foi de $q = 100 \text{ W m}^{-2}$ e a temperatura prescrita em $x = L$ de $T_L = 37 \text{ }^\circ\text{C}$. A temperatura inicial para solução do problema também foi considerada de $T_0 = 37 \text{ }^\circ\text{C}$.

Nota-se que ao aumentar a perfusão sanguínea o efeito provocado é de reduzir ainda mais a geração interna devido a perfusão sanguínea durante o período de aquecimento. Por outro lado, a Fig. 3.11(b) apresenta as mesmas soluções desenvolvidas para os primeiros casos, porém neste caso utilizando a aplicação de uma condição de resfriamento em $x = 0$ de $q_0 = -100 \text{ W m}^{-2}$. Os resultados acompanham o que é visto na Fig. 3.11(a) de que o aumento da perfusão sanguínea aumenta a atenuação das temperaturas que sofrem uma redução ou um aumento em seu valor, devido a condição de contorno.

Figura 3.11: Temperaturas na superfície dos modelos com e sem perfusão sanguínea sob aquecimento e resfriamento.



(a) Perfis de temperatura durante o aquecimento. (b) Perfis de temperatura durante o resfriamento.

Em outras palavras, a variação do valor da perfusão sanguínea implica em quanto será o efeito na variação da geração interna quando o corpo estiver sob ação de um fluxo aplicado externamente. Se a perfusão sanguínea de uma região é maior, quando esta for aquecida haverá um efeito de redução na geração interna. Portanto, haverá uma maior queda de temperatura nesta região quando comparada a regiões com menor perfusão.

Este é um efeito que pode ser estendido para uma modelagem onde a perfusão sanguínea não é uniforme em todo o corpo, como é a distribuição real dos tecido em uma mama. Diante do que

se observa na literatura, a perfusão sanguínea em tumores é maior que em tecidos saudáveis, como apresenta a Tabela 3.4.

Tabela 3.4: Propriedades termofísicas dos tecidos.

Autores	Perfusão sanguínea, ω_b (s^{-1})	
	Glândula	Tumor
Zhou & Herman (2018)	0,00018	0,0063
Iljaž et al. (2019)	0,00020	0,0063
Hossain & Mohammadi (2016)	0,00022	0,0160

Este é o ponto de partida que orienta como pode ser analisada a diferença de comportamento de uma mama com inclusão e uma mama sem inclusão quando ambas são submetidas a uma condição de aquecimento ou resfriamento.

3.3.2.1 Análise do Comportamento da Perfusão Sanguínea de Inclusões Mamárias em Condições de Aquecimento e Resfriamento

Cumpra-se observar que em casos reais envolvendo a mama, antes da aplicação de qualquer excitação térmica existe uma condição de equilíbrio térmico nos tecidos. Assim, a condição inicial da região de estudo (mama) deve considerar a solução em regime estacionário da mama em equilíbrio com um meio convectivo. A Equação 3.44 apresenta a equação de Pennes para este problema.

$$k\nabla^2 T + \omega_b \rho_b c_b (T_b - T) + Q_m = 0 \quad (3.44)$$

Sujeita as condições de contornos

$$-k \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=0} = h(T - T_\infty) \quad (3.45)$$

e

$$T(L, t) = T_L \quad (3.46)$$

Afim de estudar a diferença de comportamento térmico entre uma mama sem e com tumor, os problemas unidimensionais estão divididos em dois problemas. O primeiro é um problema com propriedades uniformemente distribuídas, Fig. 3.12(a), e o segundo é um problema contendo uma região (Δx) cujas propriedades termofísicas são de tumores, Fig. 3.12. As condições estacionárias são $h = 10 \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-1}$, $T_\infty = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ e $T_L = 37 \text{ }^\circ\text{C}$, $L = 60 \text{ mm}$, e a temperatura

inicial $T_0 = 37 \text{ }^\circ\text{C}$. As propriedades termofísicas utilizadas na solução podem ser encontradas na Tabela 3.5. No modelo da Fig. 3.12(b) foi inserida uma inclusão a uma profundidade de $P = 12 \text{ mm}$ sendo o $R = 5 \text{ mm}$.

Figura 3.12: Representação esquemática do problema X31 unidimensional para solução estacionária de bio transferência de calor.

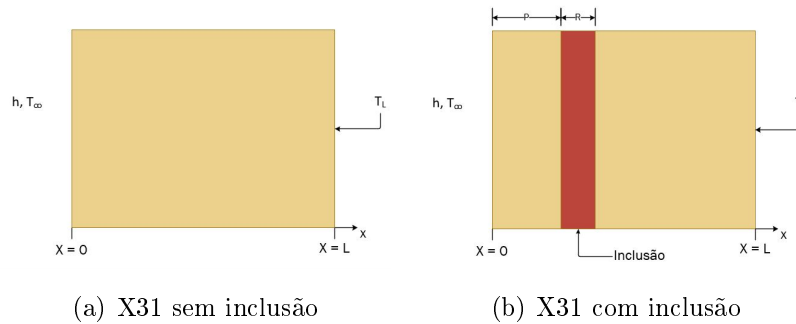
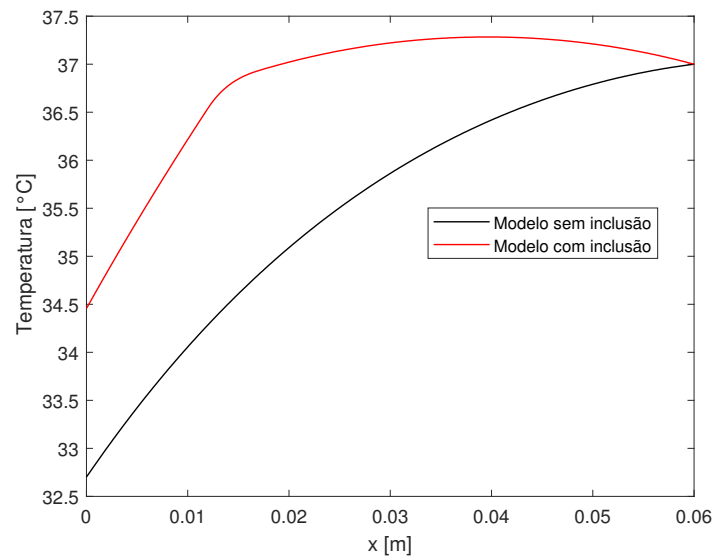


Tabela 3.5: Propriedades termofísicas dos tecidos. ((ZHOU; HERMAN, 2018), (CHENG; HERMAN, 2014) e (FIGUEIREDO; FERNANDES; GUIMARAES, 2018)).

Propriedades	Tecidos	
	Glândula	Tumor
Condutividade térmica, k ($\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$)	0,45	0,50
Perfusão sanguínea, ω_b (s^{-1})	0,00008	0,00630
Densidade, ρ (kgm^{-3})	1000	1000
Calor específico, c ($\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$)	3770	3852
Geração metabólica, Q_m (Wm^{-3})	700	5000

A Figura 3.13 apresenta os perfis de temperaturas das soluções estacionárias desenvolvidas numericamente para os problemas com e sem inclusão. Nota-se que o modelo com inclusão apresenta a temperatura mais alta, principalmente devido a geração metabólica do tumor ser consideravelmente maior que a do tecido saudável. Este aumento na temperatura é refletido na superfície onde a temperatura também é maior no modelo com inclusão. Este é um fator importante para a detecção de inclusões a partir da diferença de temperatura entre os dois modelos, pois esta técnica procura identificar lesões em uma mama através do perfil de temperaturas, e uma diferença de temperatura significativa pode indicar uma anomalia.

Figura 3.13: Perfis de temperaturas da solução estacionária para os problemas com e sem inclusão.

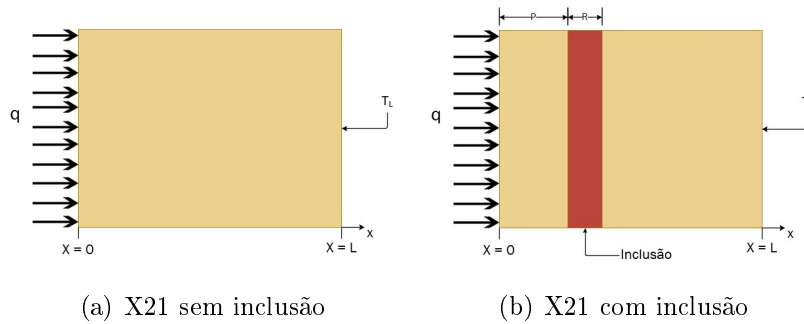


O perfil térmico apresentado pela Fig. 3.13 caracteriza a diferença de temperatura entre os modelos biológicos unidimensionais estando um com inclusão e o outro sem. Neste caso a medição de temperatura nas superfícies seria capaz de identificar uma diferença de temperatura considerável provocada pela inclusão. No entanto, outros parâmetros que caracterizam esta inclusão ainda permaneceriam desconhecidos: como o tamanho (R) ou a profundidade em que se encontra (P).

Com o objetivo de encontrar um ferramenta que estime a profundidade da inclusão através da medição de temperatura superficial foram estudados as aplicações de algumas excitações térmicas e a reação térmica nos tecidos biológicos a este estímulo térmico.

Similarmente à Fig. 3.12, apresenta-se na Fig. 3.14 dois problemas distintos, com e sem inclusão, considerando metabolismo e perfusão sanguínea. A diferença reside no aquecimento (excitação térmica) na superfície. A simulação da inclusão é análoga ao problema anterior com os parâmetros $L = 50$ mm, $P = 12$ mm e $R = 5$ mm.

Figura 3.14: Representação esquemática do problema X21 unidimensional.

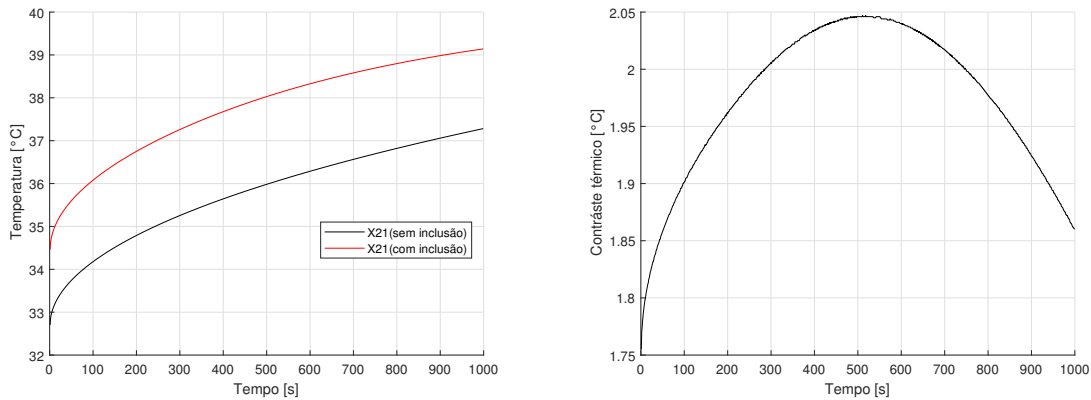


A solução numérica do problema transiente foi desenvolvida utilizando a equação de Pennes para problemas transientes e utilizando o perfil de temperatura das Fig. 3.13 como temperatura inicial. Aplicando um aquecimento superficial de $q = 100 \text{ W m}^{-2}$ em $x = 0$ e mantendo a temperatura prescrita em $x = L$ de $T_L = 37 \text{ }^\circ\text{C}$ durante um intervalo de tempo de 1000 s.

A Figura 3.15(b) apresenta a diferença de temperatura utilizando as temperaturas em $x = 0$ da Fig. 3.15(a). Esta diferença é calculada pela Equação 3.47 e será denominada contraste térmico, pois representa o contraste das temperaturas superficiais entre os modelos com e sem inclusão. Observa-se de acordo com o comportamento do contraste térmico que em um determinado instante há um ponto de inflexão no gráfico e a diferença de temperatura começa a cair. O ponto de inflexão no gráfico pode ser explicado utilizando o comportamento da geração interna devido a perfusão sanguínea quando o corpo está sob aquecimento, como já foi visto, a condição de aquecimento provoca uma redução na geração interna de calor devido a perfusão sanguínea, e esta redução é ainda maior em regiões onde a perfusão (ω_b) é maior, como é na região do tumor, Tab. 3.5. O efeito de inflexão ocorre, uma vez que quando se observa a temperatura dos dois corpos, um com inclusão e outro sem, durante um aquecimento, quando o fluxo de calor atingir a inclusão a geração interna do modelo lesionado sofrerá uma queda maior que a geração interna de calor do modelo saudável sofre devido ao aquecimento, e portanto, quando a redução na geração interna atingir a superfície a temperatura superficial do modelo com inclusão sofrerá uma redução, não sentida no modelo saudável.

$$\Delta T = T_{X21B1T0}(\text{com inclusão}) - T_{X21B1T0}(\text{sem inclusão}) \quad (3.47)$$

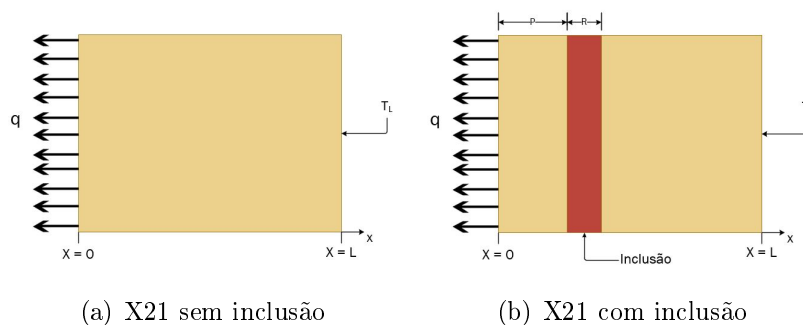
Figura 3.15: Evolução de temperaturas dos modelos unidimensionais de bio transferência de calor.



(a) Perfis de temperatura dos modelos com e sem inclusão. (b) Diferença de temperatura entre os perfis com e sem inclusão.

Similarmente, ao caso anterior, na Fig. 3.16 são apresentados dois esquemas representativos de dois problemas térmicos, com e sem inclusão. A diferença é que a excitação térmica, neste caso, é representada por um resfriamento. Foram utilizados os mesmos parâmetros e propriedades termofísicas do caso anterior. As dimensões dos modelos são: $L = 50$ mm, $P = 12$ mm e $R = 5$ mm.

Figura 3.16: Representação esquemática do modelo unidimensional de bio transferência de calor.



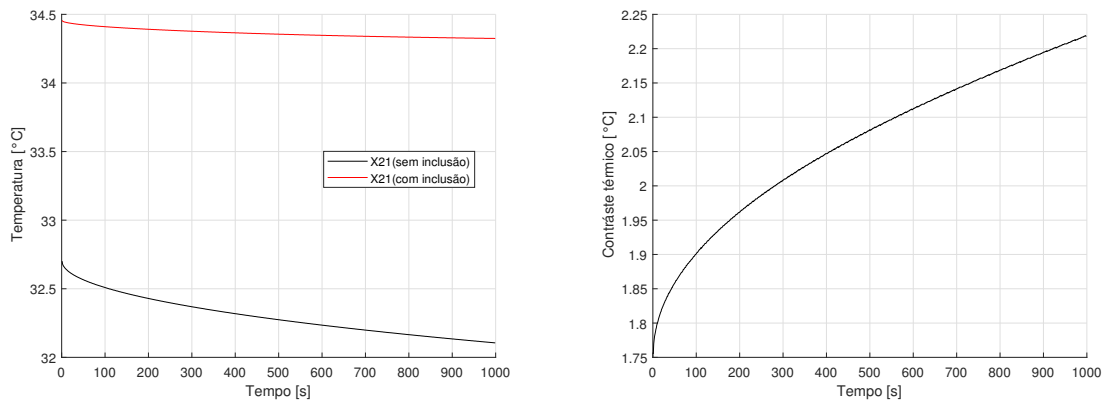
(a) X21 sem inclusão

(b) X21 com inclusão

Para o resfriamento superficial desse modelo foi utilizado um fluxo de $q = -100 \text{ W m}^{-2}$ em $x = 0$ e foi mantida a temperatura prescrita em $x = L$ de $T_L = 37 \text{ }^\circ\text{C}$ durante um intervalo de tempo de 1000 s. A Figura 3.17 apresenta a evolução da temperatura nos dois problemas, com e sem inclusão. O limitante para o resfriamento do corpo foi de não reduzir a temperatura exageradamente para não provocar um desconforto muito grande em futuras aplicações clínicas deste teste. Mesmo com uma redução não tão grande na temperatura superficial, já é possível identificar, pela Fig. 3.17(b), que durante o período de resfriamento há um aumento no contraste térmico de aproximadamente $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$. Na Figura 3.17(b), que apresenta o contraste

térmico entre os modelos com e sem inclusão, Eq. 3.47, diferente do que ocorre quando o corpo está sendo aquecido, o contraste térmico só tende a aumentar. Similarmente, explica-se o efeito térmico resultante deste processo com a variação de perfusão sanguínea. Neste caso o aumento da geração interna de calor (o modelo com inclusão aumenta mais devido a perfusão do tumor ser maior), implica em um maior contraste durante todo o período de resfriamento.

Figura 3.17: Evolução de temperaturas dos modelos unidimensionais de bio transferência de calor.



(a) Perfis de temperatura dos modelos com e sem inclusão. (b) Diferença de temperatura entre os perfis com e sem inclusão.

Diante do que se estudou a respeito do comportamento térmicos de modelos com e sem inclusão sob uma condição de contorno de aquecimento e resfriamento, entende-se que para a detecção de inclusões por meio da diferença de temperaturas superficiais a condição de resfriamento pode apresentar resultados mais interessantes, uma vez que é uma ação tende a aumentar o contraste entre os dois modelos. No entanto, é necessário se fazer a ressalva de que o resfriamento da pele pode ser sofrer com um limitante do quesito conforto térmico.

Por outro lado, o aquecimento da pele demonstrou interação interessante de ser analisada afim de investigar como a resposta dos tecidos biológico a um estímulo térmico pode auxiliar na estimativa de um importante parâmetro para a localização de uma inclusão, que é a profundidade em que ela se encontra.

3.3.3 Comportamento Térmico da Perfusão Sanguínea e o Tempo de Desvio Térmico

Estudadas as condições de aquecimento e resfriamento na pele e os seus efeitos na geração de calor interna dos tecidos biológicos, destaca-se a relação entre o aquecimento da pele e a variação da geração de calor devido a perfusão sanguínea de inclusões.

O ponto de inflexão encontrado no gráfico da Figura 3.15(b) apresenta a informação do instante em que a temperatura superficial sente a queda de geração interna da inclusão provocada pelo aquecimento. Em outras palavras, existe uma analogia com o tempo de desvio térmico apresentado em seções anteriores.

Em um primeiro momento, a comparação era realizada entre um modelo com contorno isolado e outro sem contorno (semi-infinito), onde o tempo de desvio era interpretado como o momento em que as temperaturas na superfície aquecida dos dois modelos começavam a se diferenciar devido a presença do contorno.

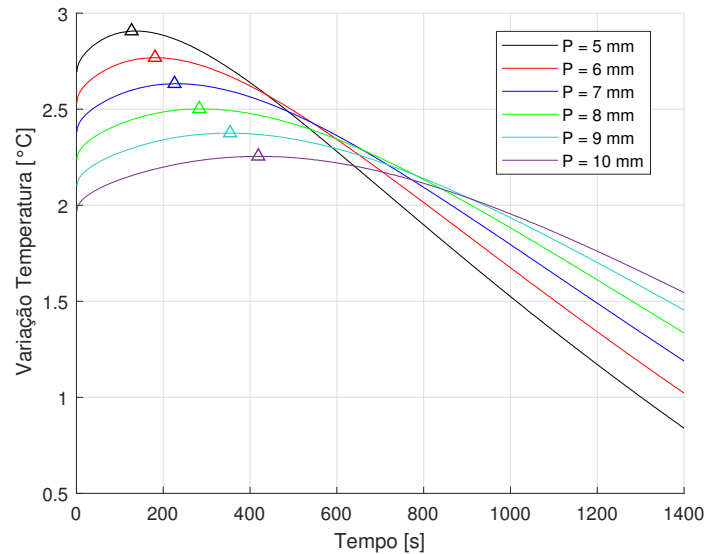
Para aplicação do tempo de desvio em tecidos biológicos, este será interpretado como sendo o ponto de inflexão da Figura 3.15(b), ou seja, o instante em que a variação da geração interna da inclusão provoca uma queda na temperatura superficial que não é sentida em um modelo sem inclusão.

Dadas as análises feitas com a aplicação do aquecimento na seção anterior, pode ser feita uma verificação quanto a analogia proposta em relação ao ponto de inflexão do contraste térmico e o tempo de desvio térmico.

A Figura 3.18 apresenta o contraste térmico obtido para diferentes profundidades (P) das inclusões. As soluções foram realizadas utilizando os mesmos parâmetros da seção anterior, mesmas condições de contorno $q_0 = 100 \text{ W m}^{-2}$ em $x = 0$ e $T_L = 37 \text{ °C}$ em $x = L$. Sendo o comprimento do modelo $L = 50 \text{ mm}$ e o tamanho da inclusão de $R = 10 \text{ mm}$. A variação de temperatura é a diferença da temperatura superficial entre o modelo com e sem inclusão, Eq. 3.47.

Foram realizadas simulações numéricas de inclusões posicionadas em diferentes locais, com uma variação de profundidades entre 5 à 10 mm. Observa-se no gráfico que ao aumentar a profundidade da inclusão, aumenta-se o tempo onde acontece a inflexão da curva, tempo de desvio.

Figura 3.18: Contraste térmico obtido durante o aquecimento do modelo X21 unidimensional com diferentes inclusões.



Analogamente, a forma como se relaciona a profundidade da inclusão e o tempo de desvio é representada pelo tempo de desvio adimensional, Eq. 3.8. A Tabela 3.6 contém os valores de tempo de desvio da Fig. 3.18 extrapolando a profundidade até 15 mm, juntamente com a profundidade de cada inclusão e o tempo de desvio adimensional calculado para cada um dos casos.

Tabela 3.6: Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.

P [mm]	t _{desv} [s]	t _{desv} ⁺
5	210	1,1670
6	278	1,0490
7	349	0,9893
8	437	0,9484
9	519	0,8899
10	635	0,8820
11	751	0,8620
12	859	0,8285
13	980	0,8054
14	1120	0,7937
15	1248	0,7704

O tempo de desvio adimensional médio dos valores apresentados na Tab. 3.6 é de 0,8820 e

o desvio padrão dos valores encontrados é de 0,1213, que corresponde a 13 % do valor médio. Observa-se que há uma variação nos valores de tempo de desvio adimensional quando encontrados para modelos bio-térmicos muito maior, que para o tempo de desvio adimensional calculado para os contornos isolados termicamente, cuja variação é de 1 % nos valores de t_{desv}^+ da Tab. 4.2.

No entanto, mesmo com a variação no tempo de desvio adimensional encontrada, os resultados deste trabalho demonstraram que se pode realizar a estimativa de profundidade de inclusões utilizando apenas o tempo de desvio encontrado para cada inclusão e o valor do adimensional médio que for levantado para cada modelo.

Na prática, utilizar o tempo de desvio adimensional para estimar a profundidade da inclusão significa levantar o tempo adimensional através de soluções numéricas ou analíticas e utilizar do conhecimento da propriedade da difusividade térmica (α) para aplicá-lo no modelo in vivo.

Apresenta-se no próximo capítulo a aplicação experimental desta proposta.

Capítulo 4

Aplicação Experimental da Estimativa do Comprimento de uma Amostra de Silicone

4.1 Considerações Iniciais

Apresenta-se neste capítulo uma modelagem experimental para verificação da técnica de estimativa do comprimento de uma amostra de silicone utilizando um tempo de desvio adimensional encontrado a partir de soluções de problemas unidimensionais transientes de difusão de calor.

4.2 Modelagem Experimental

Foram utilizadas duas amostras de silicone para representar dois tipos de problemas: i) problema X22B1T0 (modelo que terá sua profundidade estimada) com espessura de $13,9 \pm 0,2$ mm e, ii) problema do tipo X20B1T0 representado por uma amostra de espessura $43,1 \pm 0,8$ mm, cada amostra foi submetida a realização de 30 experimentos. As propriedades termofísicas do silicone utilizado nas amostras são apresentadas na Tabela 4.1.

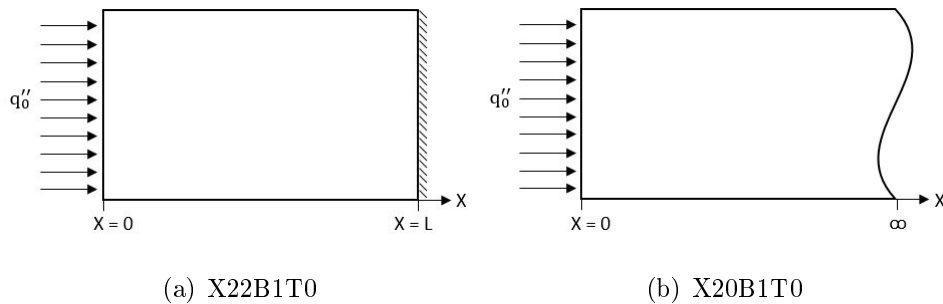
Tabela 4.1: Propriedades termofísicas do silicone.

Condutividade térmica, k ($\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$)	$0,39 \pm 0,02$
Difusividade térmica, α (m^2s^{-1})	$(1,9895 \pm 0,0995) 10^{-7}$

Esta metodologia representa a base da técnica proposta para a estimativa de tumores mamários que será representada no Capítulo 5. O modelo térmico da amostra de 43,1 mm foi considerado semi-infinito uma vez que seu tempo de desvio é bem superior a amostra de 13,9 mm.

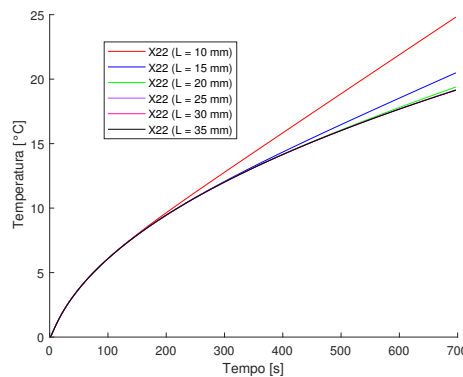
A Figura 4.1 apresenta os dois tipos de soluções que serão construídas experimentalmente. A Fig. 4.1 (a) apresenta o modelo do tipo X22B1T0 em que está sendo aplicado um fluxo q no contorno em $x = 0$ enquanto a superfície oposta é mantida isolada. A Fig. 4.1 (b) representa o modelo do tipo X20B1T0, cuja superfície frontal possui a mesma excitação térmica.

Figura 4.1: Representação esquemática de problemas unidimensionais.



A Figura 4.2 apresenta a evolução da temperatura para problemas unidimensionais X22 (com diferentes comprimentos) e para um problema X20. O gráfico mostra que no intervalo de tempo analisado e para o fluxo experimental utilizado só existe uma diferença de temperatura significativa provocada pela presença do contorno isolado em $x = L$ quando o L é menor que 20 mm. Nota-se que para os comprimentos de 20 à 35 mm não há diferença significativa nas temperaturas. Justifica-se assim a escolha do comprimento de 43 mm para uso como modelo semi-infinito. O fluxo utilizado para aquecimento das amostras foi de 600 W m^{-2} .

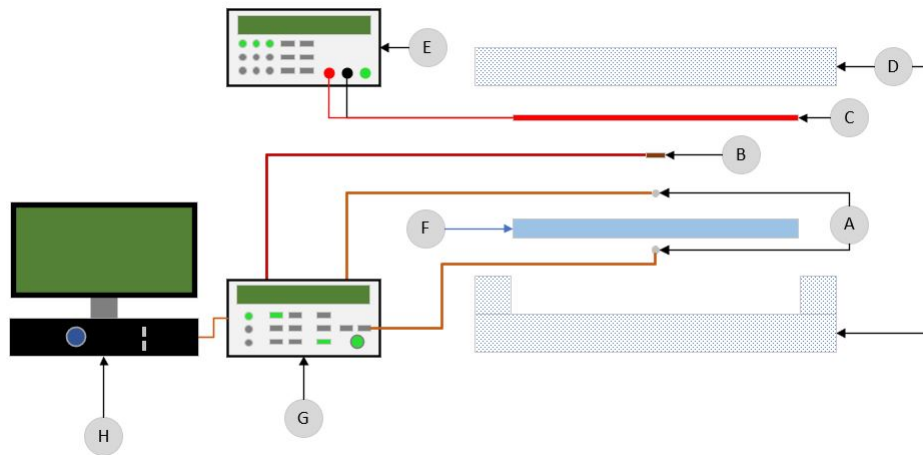
Figura 4.2: Evolução da temperatura para modelos unidimensionais de diferentes comprimentos.



A Figura 4.3 apresenta a configuração construída para a realização do experimento. A amostra encontra-se com todos os lados sob isolamento térmico, na superfície superior será utilizada uma resistência elétrica para aplicação do fluxo na amostra de silicone, o fluxo é medido com um transdutor de fluxo posicionado entre a resistência e a amostra, sendo usados dois termopares posicionados no centro das superfícies superior e inferior. As medições da temperatura e

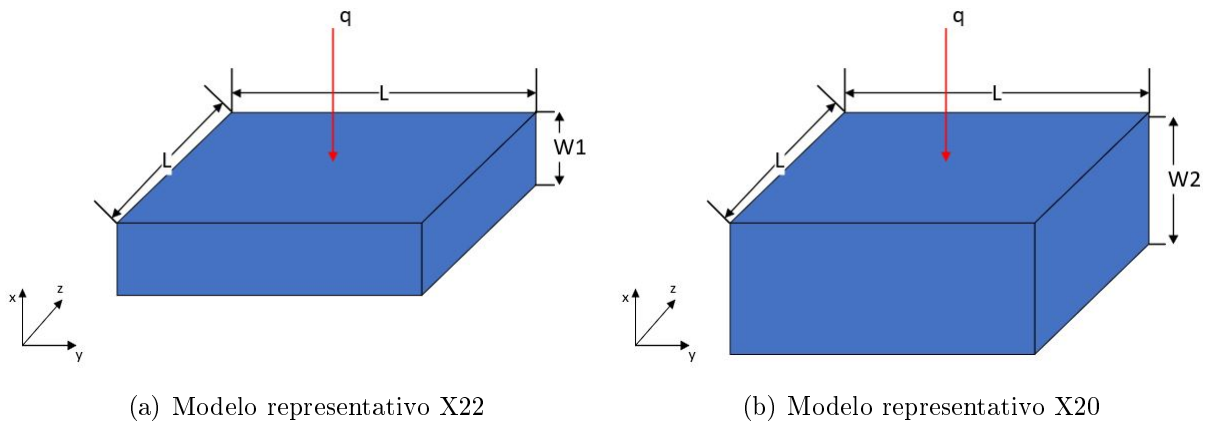
do fluxo no centro do modelo são feitas estrategicamente para que o experimento se comporte como um modelo unidimensional e as temperaturas não sofram possíveis interferências de seus lados.

Figura 4.3: Configuração esquemática da montagem experimental: A. Termopar tipo K. B. Sensor de fluxo, C. Resistência elétrica, D. Isolante térmico, E. Fonte de alimentação, F. Amostra, G. Aquisição de dados e H. Hardware.



A Figura 4.4 apresenta um desenho esquemático da amostra de silicone e as propriedades utilizadas nos experimentos são apresentadas na Tabela 4.1. Foram realizados experimentos em duas amostras ambas com a dimensão $L = 180$ mm, sendo que a amostra utilizada para representação do modelo X22 possui dimensão $W1 = 13,9 \pm 0,2$ mm e a amostra utilizada para representação do modelo X20 possui dimensão $W2 = 43,1 \pm 0,8$ mm.

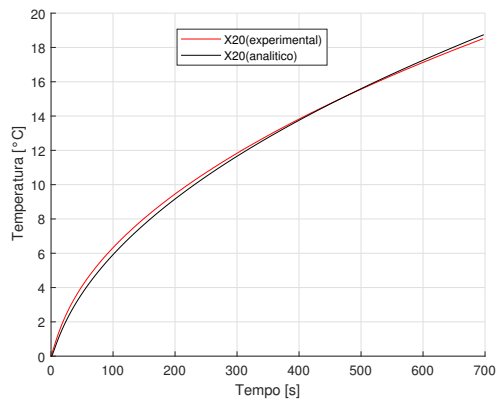
Figura 4.4: Desenho representativo da amostra utilizada no experimento.



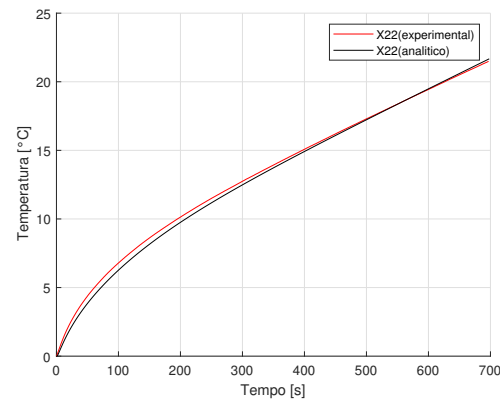
4.3 Resultados Experimentais

A Figura 4.5 apresenta a evolução da temperatura dos experimentos realizados com as duas amostras, utilizando o termopar posicionado na superfície aquecida, juntamente com a evolução da temperatura das soluções analíticas utilizando as Funções de Green, em $x = 0$ da Fig. 4.1. Nota-se que a representação experimental se comporta de acordo com a modelagem analítica.

Figura 4.5: Perfis de temperatura para os problemas X20 e X22 obtidos na montagem experimental.



(a) Temperaturas do modelo X20.

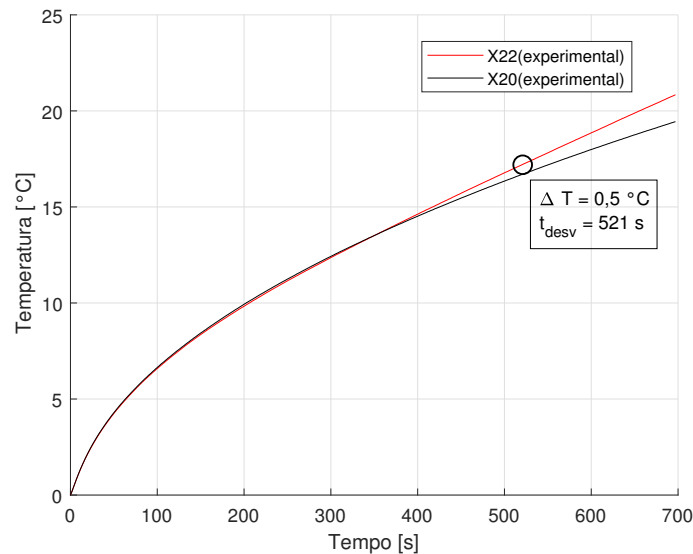


(b) Temperaturas do modelo X22.

O erro experimental é um parâmetro limitante para a análise que será feita de tempo de desvio, contando com a incerteza dos termopares de $0,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ é importante que sejam analisadas diferenças de temperaturas, Eq. 3.47, maiores que a incerteza, afim de que a estimativa da profundidade do contorno seja um parâmetro confiável e que a influência de possíveis erros seja a mínima possível.

A Figura 4.6 mostra o comportamento das temperaturas experimentais dos problemas X20 e X22. Nota-se que a presença do contorno isolado em X22 faz com que o aumento de temperatura aconteça gradualmente. Encontrar o tempo de desvio, que é o tempo onde o contorno isolado influencia na superfície aquecida exige uma tomada de decisão que representará o quanto de influência na temperatura superficial é desejável. Sendo assim, é importante que a variação de temperatura superficial seja representativa a ponto de não ser influenciada pelo erro experimental.

Figura 4.6: Perfis de temperatura experimentias para os problemas X20 e X22.



Entretanto, a metodologia proposta assegura a estimativa da profundidade. Ao aumentar o ΔT observa-se que o erro entre o tempo de desvio analítico e experimental é reduzido, isso ocorre devido a influência do erro randômico experimental ser relativamente menor para ΔT maiores.

O primeiro passo para a estimativa é encontrar um tempo de desvio adimensional no modelo analítico para ser usado no modelo experimental. Em uma situação prática, a princípio, não se conhece a profundidade da amostra, mas como verificado nas análises anteriores, Tab. 4.2, o tempo de desvio adimensional não sofre variações significativas para diferentes comprimentos, o que significa dizer que pode ser utilizado no modelo analítico qualquer comprimento da amostra.

Utilizando as mesmas propriedades do silicone, Tab. 4.1, e as soluções analíticas para os problemas X20 e X22, Eqs. 3.5 e 3.6, para um modelo unidimensional, transiente e sem geração podem ser encontrados os tempos de desvio para uma faixa de valores de profundidade. Aqui a espessura do modelo é variada entre 10 à 15 mm. A Tabela 4.2 apresenta os valores de tempo de desvio e do adimensional calculado pela equação 3.8 encontrados utilizando o mesmo fluxo experimental, Fig. 4.6.

Tabela 4.2: Profundidade do contorno, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.

L [mm]	t_{desv} [s]	t_{desv}^+
10	261	0,2596
11	305	0,2507
12	354	0,2445
13	407	0,2396
14	466	0,2365
15	529	0,2339

A média dos valores de tempo de desvio adimensional é de 0,2441 e o desvio padrão de 0,0097, que corresponde a 3,95 %. Considerando um ΔT de 0,5 ° C obtido na Fig. 4.6, obtém-se um tempo de desvio de 521 s. Este tempo de desvio pode então ser avaliado pela Equação 3.8, ou seja

$$t_{desv}^+ = \frac{\alpha t_{desv}}{2L^2} \quad (4.1)$$

obtendo-se

$$L = \sqrt{\frac{\alpha t_{desv}}{2t_{desv}^+}} = 14,57mm \quad (4.2)$$

O que representa um erro percentual de 4,5 %.

Esse conceito é estendido à modelagem térmica de um tecido mamário para a obtenção da profundidade de um tumor, conforme discutido no Capítulo 3, os resultados desta estimativas são apresentados a seguir.

Capítulo 5

Estimativa da Profundidade de Inclusões Mamárias

5.1 Considerações Iniciais

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos para a estimativa da profundidade de inclusões mamárias, afim de verificar que mesma técnica utilizada para a estimativa da profundidade contornos pode ser aplicada para inclusões. Serão analisadas e discutidas condições dinâmicas para aplicação na pele da mama afim de otimizar a técnica de estimativa e em um segundo momento apresentados os resultados da estimativa da profundidade das inclusões em modelos numéricos unidimensionais e bidimensionais.

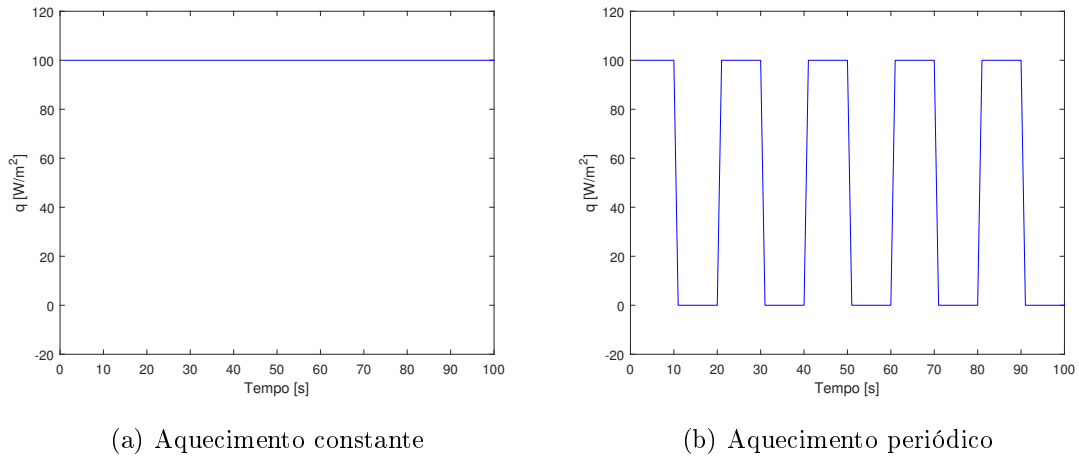
5.2 Efeito da Condição de Contorno Superficial no Tempo de Desvio Adimensional

5.2.1 Estudo comparativo entre fluxos constante e periódico

Nesta seção foram estudadas algumas condições para o aquecimento superficial, a fim de comparar qual tipo de fluxo de calor aplicado na pele proporciona maior penetração térmica e ao mesmo tempo mantenha a temperatura da pele abaixo de 40 °C.

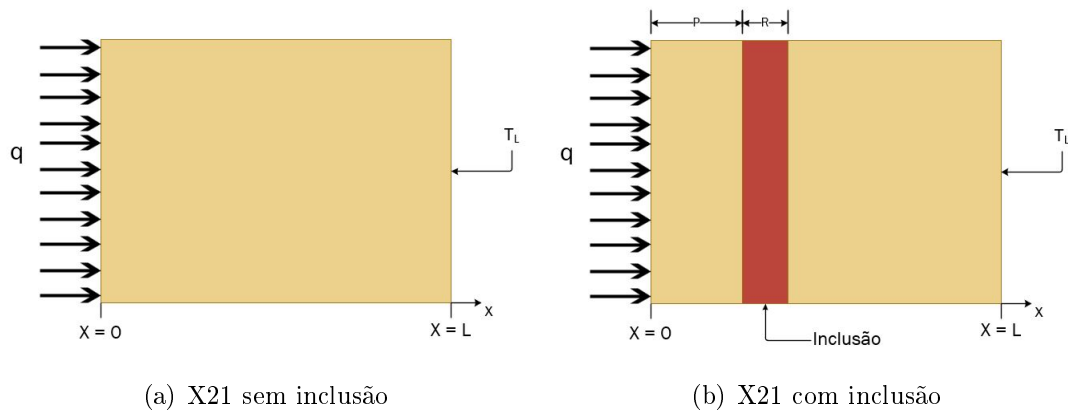
Foram analisadas duas condições de aquecimento aplicado em $x = 0$, a primeira utilizando um fluxo constante de 100 W/m^2 , Fig. 5.1(a) e a segunda utilizando o perfil de fluxo da Figura 5.1(b), onde o aquecimento oscila entre aquecer com um fluxo $q_0 = 100 \text{ W/m}^2$ e manter a superfície isolada.

Figura 5.1: Perfis dos fluxos contante e periódico utilizados para aquecimento constante e periódico.



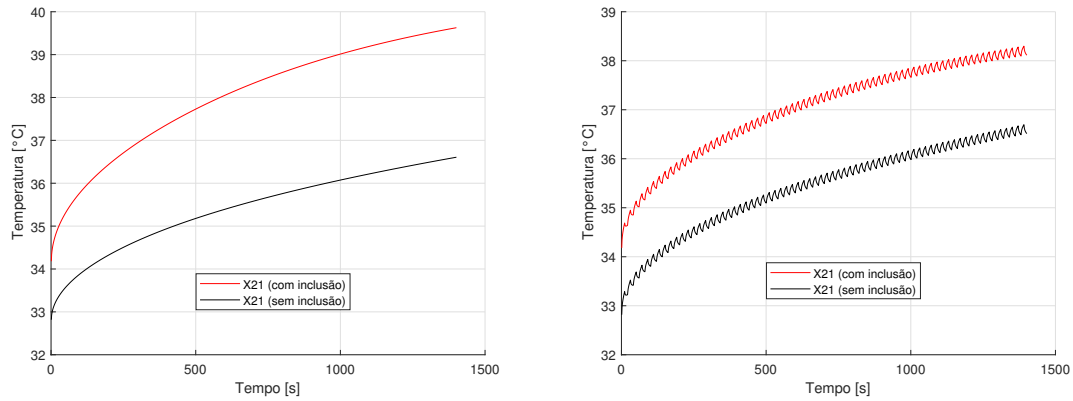
Cada fluxo foi aplicado em dois modelos, um com inclusão e outro sem, como é apresentado nos esquemas da Fig. 5.2. Foram utilizadas as propriedades da Tabela 3.5 para a glândula (tecido saudável) e para a inclusão (tecido lesionado). A posição da inclusão foi variada de $P = 7$ à 16 mm em diferentes soluções.

Figura 5.2: Representação esquemática do problema X21 unidimensional.



Observa-se na Figura 5.3 os perfis de temperatura superficial dos modelos sob os dois tipos de aquecimento: constante e periódico. Nota-se que o aquecimento constante provoca na superfície do problema com inclusão uma elevação de temperatura de aproximadamente $1,5^\circ\text{C}$ em relação à temperatura superficial que o aquecimento periódico provoca.

Figura 5.3: Perfis de temperaturas superficiais com aquecimento constante e periódico.



(a) Aquecimento constante

(b) Aquecimento periódico

Observa-se na Tabela 5.1 o tempo de desvio encontrado para cada uma das inclusões, com a metodologia descrita acima a partir da variação da perfusão provocada pelo aquecimento, e utilizando o tempo de desvio adimensional, calculado com a Equação 3.8.

Tabela 5.1: Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.

P [mm]	$Q_{constante}$		$Q_{periódico}$	
	t_{desv} [s]	t_{desv}^+	t_{desv} [s]	t_{desv}^+
7	349	0,9893	216	0,6123
8	437	0,9484	276	0,5998
9	519	0,8899	331	0,5676
10	635	0,8820	402	0,5583
11	751	0,8620	450	0,5165
12	859	0,8285	533	0,5141
13	980	0,8054	624	0,5128
14	1120	0,7937	705	0,4996
15	1248	0,7704	807	0,4982
16	1354	0,7455	864	0,4688

O tempo de desvio adimensional médio para fluxo periódico é 0,5153, e o desvio padrão é 0,0471, que representa 9,13 % do valor médio. O tempo de desvio adimensional médio para fluxo constante é 0,8453, e o desvio padrão é 0,0780, que representa 9,22 %.

Entende-se que quanto menor for a variação do adimensional para diferentes inclusões, menor será o erro para a estimativa da profundidade das inclusões utilizando este o valor médio.

Desta forma verifica-se que ambos os fluxos apresentam uma condição semelhante para

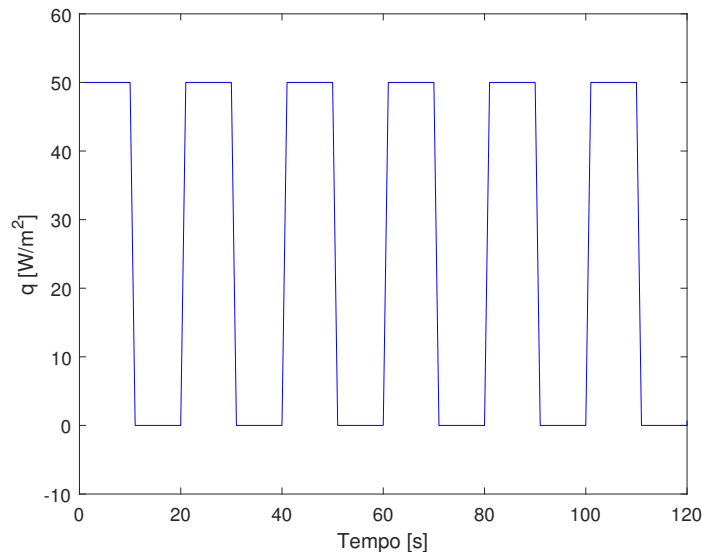
utilizar um valor médio do tempo de desvio adimensional para estimativa de inclusões, diante de uma variação bastante similar dos valores do tempo de desvio adimensional.

Com base nas análises das temperaturas superficiais e do erro na estimativa das inclusões com os diferentes fluxos, compreende-se que a vantagem em se utilizar um fluxo periódico é devido ao aumento da temperatura superficial ser menor em relação ao constante, o que irá implicar em uma possibilidade de extrapolar o tempo de aquecimento, e de se atingir inclusões mais profundas.

5.2.2 Análise da Variação no Tempo de Aquecimento

A possibilidade de aquecer a pele por um tempo maior é explorada nesta seção do trabalho afim de investigar os limites que a técnica possui para alcançar inclusões mais profundas no modelo estudado. Aplica-se um fluxo periódico intercalando um aquecimento de 50 Wm^{-2} e o resfriamento a cada 10 segundos, como mostrado na Fig. 5.4.

Figura 5.4: Perfil do aquecimento utilizando um fluxo periódico de 50 W/m^2 .



Para a estimativa da inclusão foram resolvidos os dois problemas metabólicos com e sem inclusão mostrados na Figura 3.9. O tempo máximo de aplicação do aquecimento, que mantém a temperatura superficial abaixo de $40 \text{ }^\circ\text{C}$, foi de 2000 s. Este é um cenário que impõe muita dificuldade de ser aplicado em exames clínicos devido a sua longa duração, mas precisa ser estudado como forma alternativa a estimativa de inclusões que dificilmente conseguem ter sua profundidade estimada.

A Tabela 5.2 apresenta o tempo de desvio encontrado para cada inclusão estudada. Observa-se que para um tempo longo de aplicação de calor a faixa de inclusões que podem ser estimadas

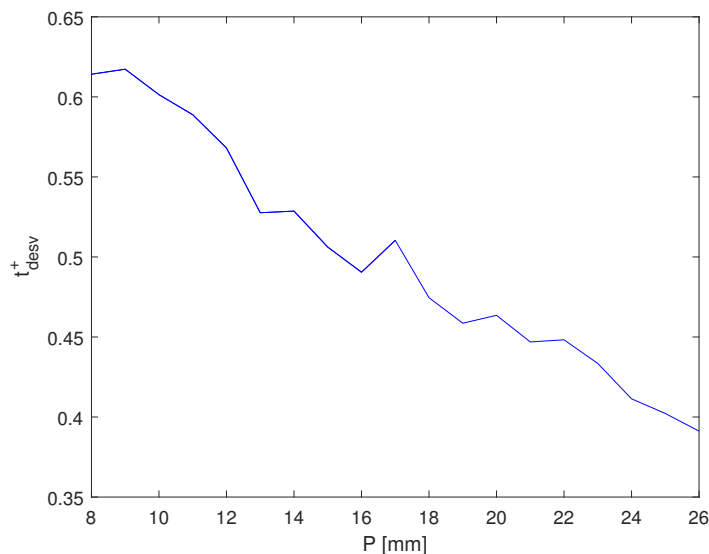
com o tempo de desvio também aumenta, chegando uma inclusão posicionada a 25 mm da pele, que corresponde a metade do comprimento do modelo $L = 50$ mm. O tempo de desvio adimensional médio é de 0,4983 e o desvio padrão 0,0694, que corresponde a 13,9 % do tempo de desvio adimensional médio.

Tabela 5.2: Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.

P [mm]	t_{desv} [s]	t_{desv}^+
8	283	0,6142
9	360	0,6173
10	433	0,6014
11	513	0,5889
12	589	0,5681
13	642	0,5276
14	746	0,5286
15	820	0,5062
16	904	0,4905
17	1062	0,5104
18	1107	0,4745
19	1192	0,4586
20	1335	0,4635
21	1419	0,4469
22	1562	0,4482
23	1651	0,4335
24	1706	0,4114
25	1810	0,4022

A Figura 5.5 apresenta o valores percentuais dos erros de estimativa. O aumento da duração do aquecimento provoca condições propícias para a estimativa de inclusões mais profundas, uma vez que se consegue obter tempos de desvio para estas inclusões, por outro lado a sensibilidade da técnica passa a ser menor, e o modelo passa a não representar a profundidade das inclusões.

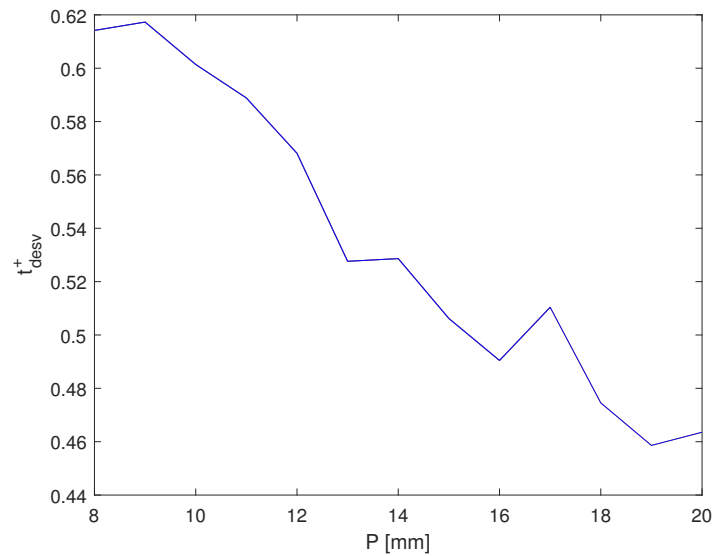
Figura 5.5: Tempo de desvio adimensional para um aquecimento periódico durante 2000 s.



Diante da variação apresentada entre os valores de tempo de desvio adimensional da Tab.5.2 e de uma condição de aquecimento não muito propícia de ser aplicada na prática (temperaturas maiores que 40 °C), os próximos passos sugerem reduzir o tempo de aquecimento para analisar qual é o efeito na variação do tempo de desvio adimensional.

A Figura 5.6 apresenta a variação no tempo de desvio adimensional para um aquecimento utilizando o mesmo fluxo da Fig. 5.4, porém aquecendo durante 1500 s. Observa-se que reduzir o tempo de aplicação do aquecimento também reduz a profundidade de inclusões detectáveis dentro deste intervalo. Observa-se a profundidade máxima alcançada de 20 mm, e não mais de 26 mm como anteriormente. Embora o alcance não seja o mesmo, a possibilidade de se reduzir o tempo de aquecimento, além de ser mais aplicável para um exame clínico, consegue reduzir o erro da estimativa da profundidade, uma vez que reduz a variação do tempo de desvio adimensional que, para o aquecimento durante de 1500 s é de 0,5346 com um desvio padrão das leituras é de 0,0574, que corresponde a 10,7 % da média dos valores.

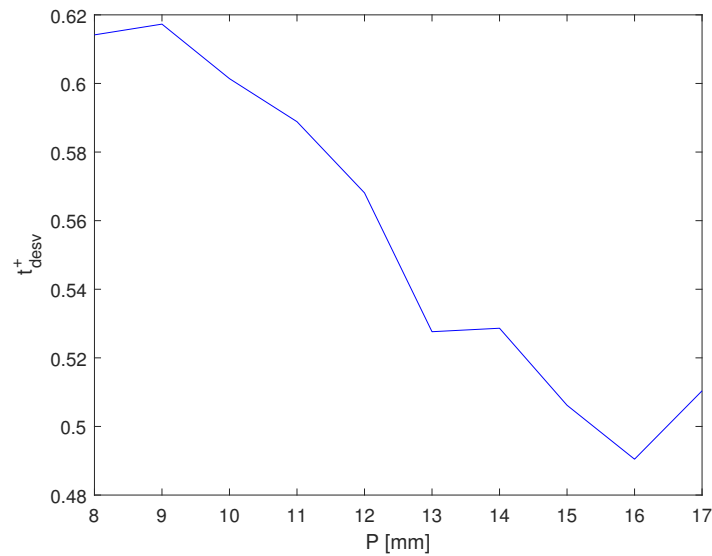
Figura 5.6: Tempo de desvio adimensional para um aquecimento periódico durante 1500 s



A Figura 5.7 apresenta uma última redução na duração do aquecimento periódico de 50 W m^{-2} . Neste caso a duração do aquecimento é de 1000 s. O tempo de desvio adimensional médio para o intervalo de tempo de 1500 s é de 0,55553 e o desvio padrão das leituras é de 0,0481, que corresponde a 8,7 % da média dos valores.

A duração de 1000 s será utilizada nas análises posteriores uma vez que assegura um procedimento mais rápido, com uma sensibilidade maior para o que as inclusões que possuem o tempo de desvio encontrado dentro do intervalo de aquecimento e não se perde tanto em capacidade de estimativa, uma vez que durante 1000 s consegue-se atingir inclusões em até 17 mm da superfície.

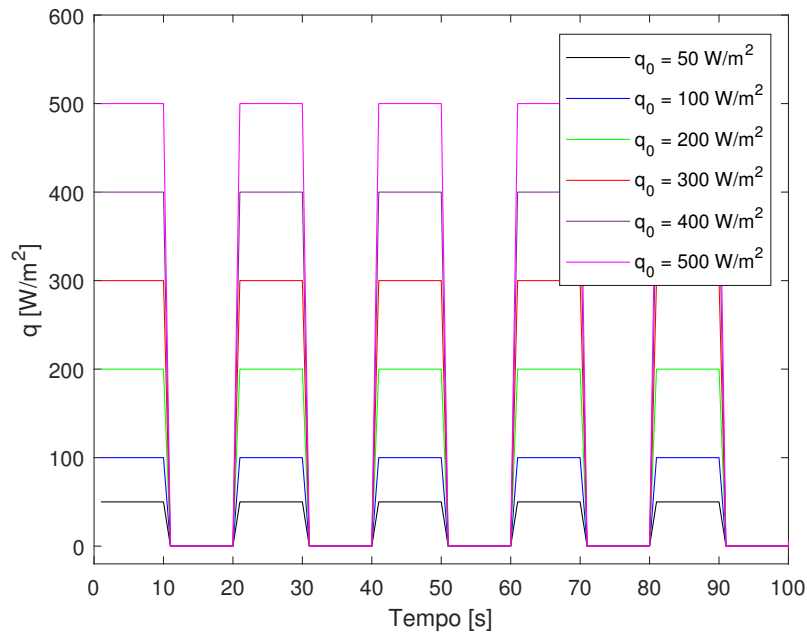
Figura 5.7: Tempo de desvio adimensional para um aquecimento periódico durante 1000 s.



5.2.3 Análise da Variação da Intensidade do Aquecimento

Modificar a intensidade do fluxo que será aplicado na superfície do modelo é um estudo interessante para se analisar o quão a intensidade do fluxo influencia na estimativa da profundidade da inclusão. As análises do aumento da intensidade do fluxo foram limitadas por uma temperatura limite de 40 °C que assegura um conforto em pacientes e impede que sejam geradas lesões durante o processo.

Figura 5.8: Perfil das variantes do aquecimento para diferentes intensidades de aplicação.



A Figura 5.9 apresenta o tempo de desvio adimensional para inclusões posicionadas de 8 à 17 mm de distância da superfície. Através do comportamento das curvas é possível perceber que o aumento da intensidade proporciona uma redução na variação dos valores do tempo de desvio adimensional. A Tabela 5.3 apresenta a média dos valores de tempo de desvio adimensional, o desvio e a representação em porcentagem do desvio. Observa-se que o aumento na intensidade até 500 W m^{-2} provoca uma queda no erro entre os valores do adimensional significativa, portanto será utilizado este fluxo para as análises que se seguem.

Figura 5.9: Erro percentual da estimativa de inclusões utilizando diferentes intensidades de aquecimento periódico.

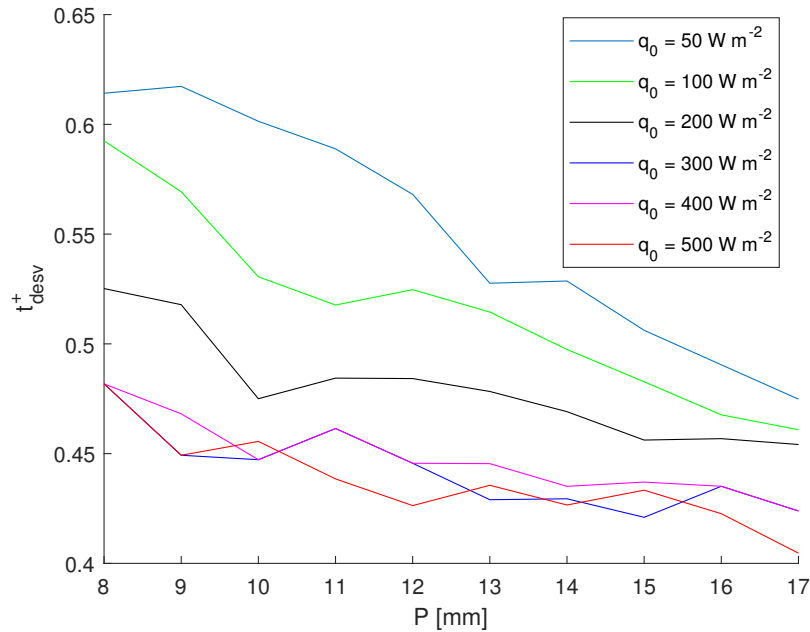


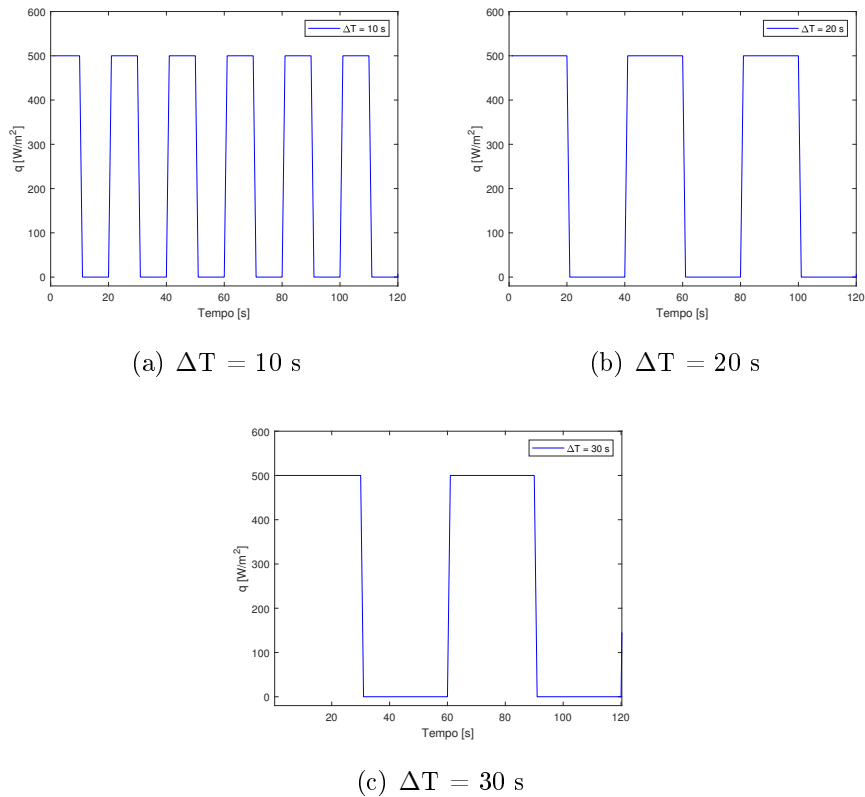
Tabela 5.3: Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.

q_0 [W m ⁻²]	\bar{t}_{desv}^+	Desvio	Erro [%]
50	0,5518	0,0529	9,6
100	0,5158	0,0419	8,1
200	0,4801	0,0246	5,1
300	0,4424	0,0188	4,3
400	0,4481	0,0176	3,9
500	0,4374	0,0166	3,8

5.2.4 Análise da Variação dos Intervalos de Aquecimento/Isolamento

Utilizando o fluxo de 500 W m^{-2} selecionado a partir das análises desenvolvidas na seção anterior analisa-se a variação de passo de tempo. O passo de tempo corresponde ao período que serão intercalados a aplicação de aquecimento e o resfriamento térmico da pele. Foram estudados três intervalos de tempo: 10, 20 e 30 s, conforme mostra a Fig. 5.10.

Figura 5.10: Perfil das variantes do aquecimento para diferentes intervalos de tempo.



A Figura 5.11 apresenta o tempo de desvio adimensional para inclusões utilizando diferentes passos de aquecimento/isolamento. Nota-se que o aquecimento utilizando intervalos maiores, 30 s, apresenta os valores do adimensional com uma dispersão menor que os demais. A Tabela 5.4 apresenta os valores do que corresponde ser a média dos valores do tempo de desvio adimensional, o desvio padrão e sua representação com relação a média (erro percentual).

A redução na variação do tempo de desvio adimensional quando se utiliza intervalos de tempo maiores de aquecimento/isolamento é reflexo do aumento na penetração térmica que este perfil de fluxo proporciona. Uma vez que uma condição de aquecimento possui uma penetração térmica maior nos tecido biológico, o efeito do aquecimento será sentido de forma mais significativa nas inclusões e logo o tempo de desvio adimensional vai ser encontrado como uma resposta mais precisa dos tecido ao aquecimento.

Figura 5.11: Erro percentual da estimativa de inclusões utilizando diferentes intervalos de aquecimento periódico.

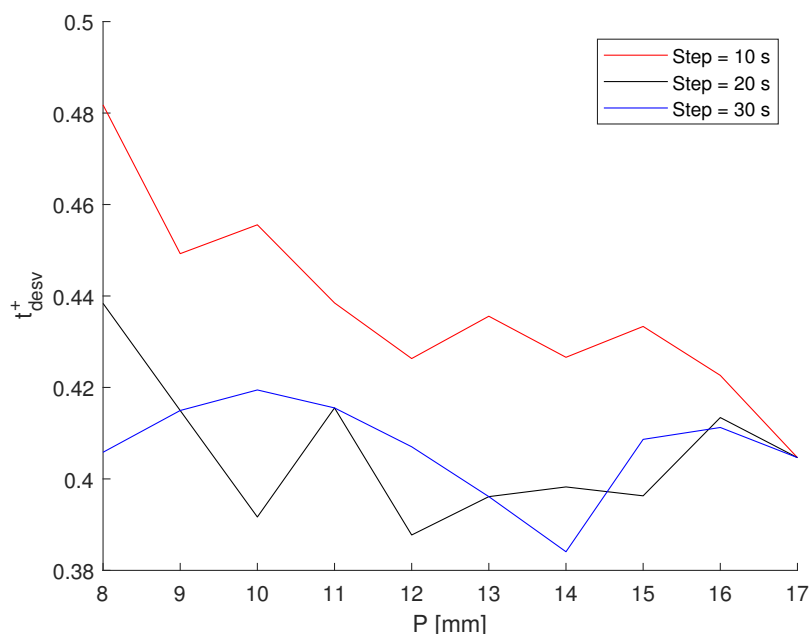


Tabela 5.4: Profundidade das inclusões, tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para cada modelo analisado.

Δ [°C]	\bar{t}_{desv}^+	Desvio	Erro [%]
10	0,4374	0,0166	3,8
20	0,4057	0,0152	3,7
30	0,4068	0,0103	2,5

As análises de intensidade, passo no tempo e duração do aquecimento se mostraram fundamentais para identificar um perfil de aquecimento que possa ser utilizado para estimar profundidades com uma sensibilidade maior. Verifica-se qual condição de fluxo proporciona uma melhor penetração térmica no tecido biológico e por consequência, uma menor variação no tempo de desvio adimensional encontrado para inclusões em posições diferentes. Utiliza-se assim, para a estimativa de inclusões no modelo bidimensional um fluxo periódico de 500 W m^{-2} , alternando entre aquecimento e isolamento num passo de tempo de 30 s, durante 1000 s.

5.3 Estimativa da Profundidade de Inclusões Mamárias em um Modelo Unidimensional

A estimativa da profundidade de inclusões mamárias utilizando o tempo de desvio adimensional parte de uma relação, verificada nas seções anteriores, de que o tempo em que a variação da perfusão sanguínea de uma inclusão, devido ao aquecimento da pele, provoca uma queda na temperatura superficial é o tempo de desvio térmico. Outro aspecto também comentado anteriormente, é que a estimativa de uma inclusão necessita que seja levantado um modelo analítico ou numérico para que se tenha o tempo de desvio adimensional para aplicá-lo no modelo em que se deseja estimar a profundidade.

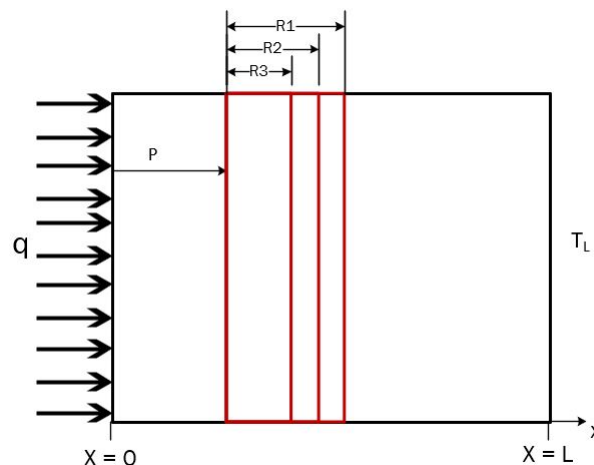
Verificou-se que a obtenção do tempo de desvio adimensional pode ser feito com uma faixa de profundidades qualquer. Uma vez que a profundidade da inclusão é, a princípio, desconhecida.

Outro parâmetro que é desconhecido com relação ao tumor é o seu tamanho. Assim mesmo que a técnica não esteja sugerindo estimar o tamanho da inclusão é necessário verificar que um tempo de desvio adimensional é encontrado para uma inclusão de qualquer tamanho.

A Figura 5.12 apresenta um modelo representativo unidimensional de uma mama contendo diferentes inclusões. Nota-se que as inclusões estão posicionadas de forma que a distância da pele à inclusão seja a mesma, afim de verificar que diferentes inclusões podem ser estimadas da mesma forma e que o tempo de desvio adimensional não está relacionada com o seu tamanho.

Esta análise é uma importante forma de verificar que a estimativa da profundidade realizada pelo tempo de desvio adimensional está apenas relacionada com a distância que a inclusão está da pele do modelo, e que, estabelecido este conceito, a técnica não será afetada pelo tamanho da inclusão.

Figura 5.12: Esquema representativo das inclusões com diferentes tamanhos.



A Tabela 5.5 apresenta o tempo de desvio e o tempo de desvio adimensional para cada

inclusão que possua seu tamanho de 5 à 12 mm. Todas as inclusões foram posicionadas de forma a possuir o mesmo a profundidade $P = 10$ mm. O tempo de desvio médio é de 350 s, o desvio padrão 9 s, que corresponde a um erro de 2,6 % em relação a média. Os resultados mostram que entre inclusões de tamanhos diferentes não há diferença significativa no tempo de desvio, o que vai representar uma independência da estimativa da profundidade da inclusão com o tamanho da inclusão.

Tabela 5.5: Tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para inclusões de diferentes tamanhos.

R [mm]	5	6	7	8	9	10	11	12
t_{desv}	371	354	348	348	349	348	339	348
t_{desv}^+	0,5153	0,4917	0,4833	0,4833	0,4847	0,4833	0,4708	0,4833

Observa-se na Tabela 5.6 a verificação de que um adimensional encontrado para uma inclusão posicionada a 10 mm da superfície e que possui 12 mm de comprimento pode ser utilizado para encontrar uma inclusão de qualquer tamanho posicionada no mesmo local.

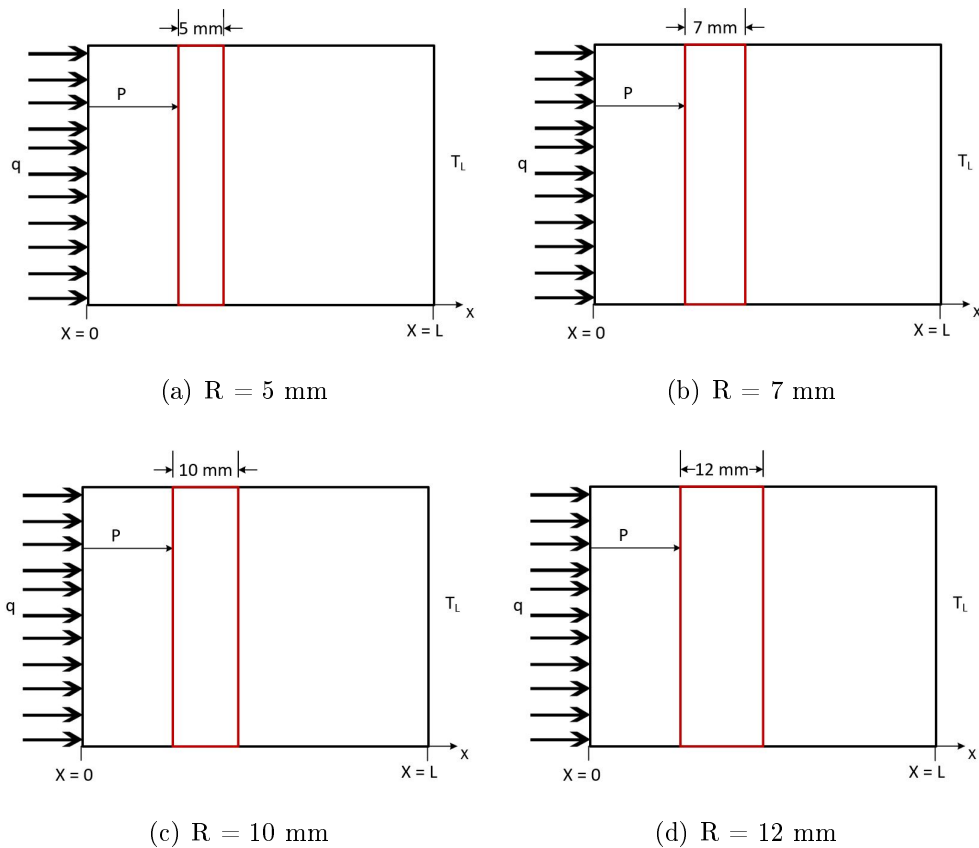
A não distinção de estimativas de profundidades de inclusões maiores como modelo para estimar inclusões menores corresponde em um caminho bastante promissor para ser aplicado na in vivo, uma vez que inclusões maiores normalmente já conseguem ser detectadas por diversas outras técnicas de detecção de tumores, como a ultrassonografia e mamografia.

Tabela 5.6: Estimativa da profundidade de inclusões com diferentes tamanhos.

R [mm]	5	6	7	8	9	10	11
P_{est} [mm]	10,32	10,00	10,00	10,01	10,10	10,10	9,87
Erro [%]	3,25	0,86	0	0	0,15	0	1,30

Afim de verificar a estimativa de inclusões com diferentes profundidades (P) e tamanhos (R) foram realizadas algumas análises correlacionando-os. A Figura 5.13 apresenta o modelo esquemático de quatro tipo de inclusões a serem analisadas.

Figura 5.13: Modelo esquemático do tamanhos das inclusões estudadas.



Verifica-se que diferentes inclusões posicionadas na mesma profundidade apresentam praticamente o mesmo tempo de desvio e portanto o mesmo tempo de desvio adimensional. Verifica-se também que a variação no adimensional para inclusões posicionadas em diferentes profundidades não caracteriza um erro significativo na estimativa da profundidade dessas inclusões.

Assim, utilizando o tempo de desvio adimensional médio para inclusões de 5 mm de comprimento e posicionadas de 7 à 17 mm da superfície pode-se realizar a estimativa de qualquer uma dessas inclusões com um erro de até 8 % da estimativa, como mostra qualitativamente a Fig. 5.14 e quantitativamente a Fig. 5.15.

Figura 5.14: Variação de temperatura obtida com diferentes inclusões.

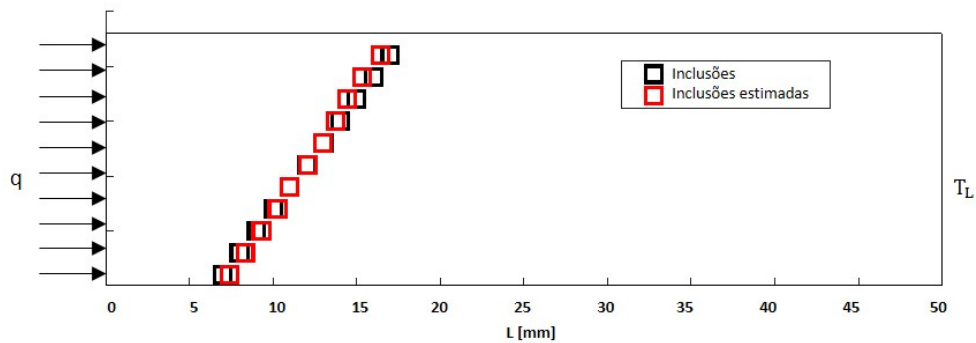
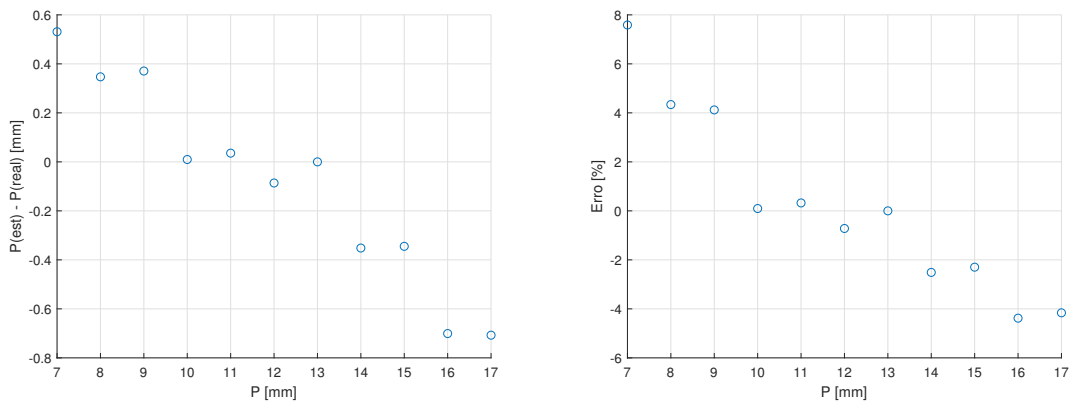


Figura 5.15: Erro da estimativa da profundidade das inclusões nos modelos unidimensionais.



(a) Erro da estimativa

(b) Erro percentual da estimativa

Por outro lado, as Figuras 5.16, 5.17 e 5.18 apresentam qualitativamente a estimativa de inclusões utilizando o mesmo adimensional calculado para as inclusões de $R = 5$ mm, porém agora para estimar profundidades de inclusões de 7, 10 e 12 mm respectivamente.

Como foi comentado acima, utilizar o valor médio de uma faixa de tempo de desvio adimensional significa estimar a profundidade de inclusões posicionadas nos valores médios desta faixa de posições com um erro quase nulo. O mesmo efeito é sentido em inclusões com outros tamanhos, uma vez que já foi verificada que não há relação do tamanho da inclusão com o adimensional.

Figura 5.16: Variação de temperatura obtida com diferentes inclusões.

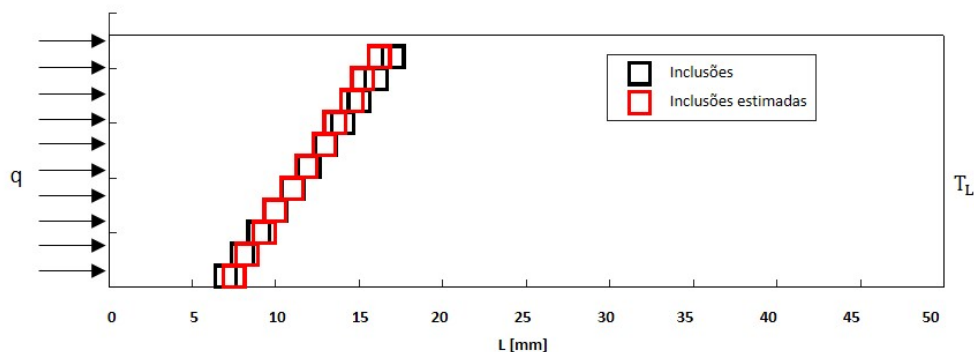


Figura 5.17: Variação de temperatura obtida com diferentes inclusões.

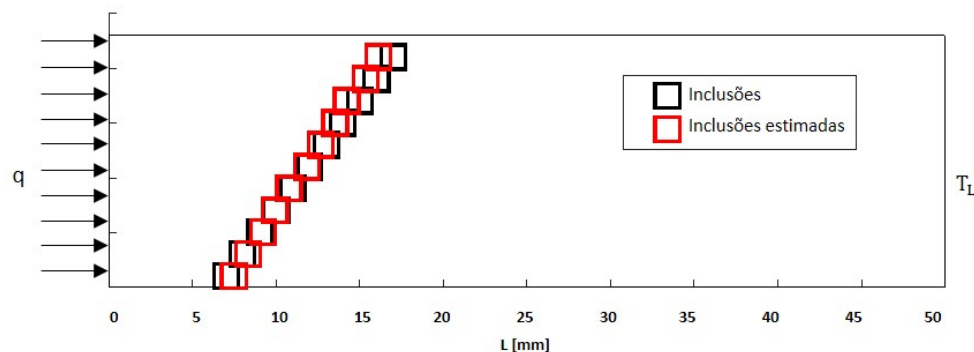
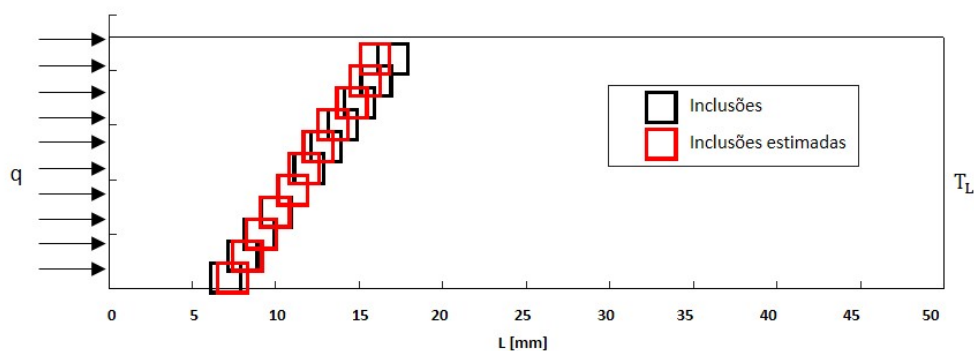
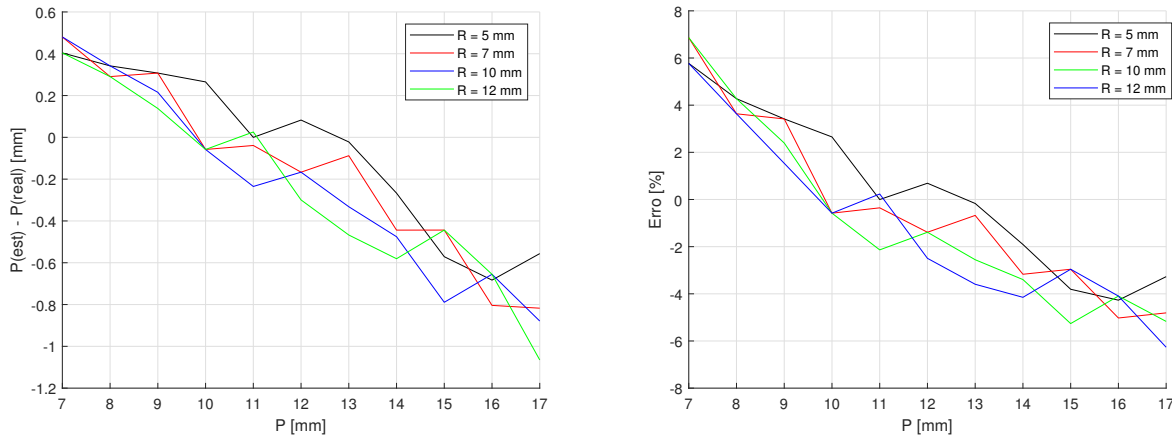


Figura 5.18: Variação de temperatura obtida com diferentes inclusões.



A Figura 5.19 apresenta o erro na estimativa da profundidade das inclusões dos quatro tamanhos diferentes. Observa-se que o comportamento do erro na estimativa dos quatro tipos de inclusões é o mesmo o que assegura que o tempo de desvio adimensional levantado para um tamanho de inclusão pode ser utilizado para estimativa da profundidade de inclusões de qualquer tamanho, revelando-se como um parâmetro que está relacionado apenas com a distância em que a região da inclusão está do contorno, e não com o tamanho da inclusão.

Figura 5.19: Erro da estimativa da profundidade das inclusões nos modelos unidimensionais.



(a) Erro da estimativa

(b) Erro percentual da estimativa

5.4 Estimativa da Profundidade de Inclusões Mamárias em um Modelo Bidimensional

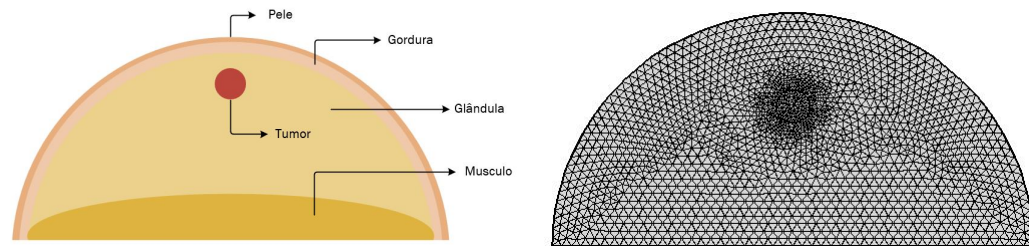
A Tabela 5.7 mostra as propriedades termofísicas e parâmetros da glândula e do tumor usados para obtenção simulação computacional. As propriedades de cada tecido foram selecionadas conforme as referências estudadas.

Tabela 5.7: Propriedades termofísicas dos tecidos. ((ZHOU; HERMAN, 2018), (CHENG; HERMAN, 2014) e (FIGUEIREDO; FERNANDES; GUIMARAES, 2018)).

Propriedades	Tecidos				
	Pele	Gordura	Glândula	Músculo	Tumor
Condutividade térmica, k ($\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$)	0,21	0,21	0,45	0,48	0,50
Perfusão sanguínea, ω_b (s^{-1})	0,00018	0,00008	0,00054	0,0027	0,00630
Massa específica, ρ (kgm^{-3})	1200	930	1000	1100	1000
Calor específico, c ($\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$)	3300	2674	3770	3800	3852
Geração metabólica, Q_m (Wm^{-3})	400	400	700	700	5000

A Figura 5.20 apresenta o modelo esquemático bidimensional de uma mama utilizado na solução numérica pelo software computacional COMSOL Multiphysics. A malha utilizada é formada por 12,332 elementos triangulares e apresenta refinamento exclusivamente na região das inclusões.

Figura 5.20: Modelo esquemático da geometria semicircular da mama utilizada nas simulações numéricas.



(a) Modelo esquemático bidimensional da mama. (b) Malha utilizada nas simulações numéricas.

Figura 5.21: Malha construída para as simulações computacionais no COMSOL.

A solução numérica é construída a partir da equação de Pennes que modela o comportamento térmico dos tecidos biológicos, Eq. 5.1. A condição inicial para a solução do problema é dada a partir da solução estacionária da Equação de Pennes, como comentado anteriormente no Capítulo 3. A temperatura é mantida prescrita na base do modelo, para $\phi = 0^\circ$ e $\phi = 180^\circ$. A condição de aquecimento será imposta em toda a superfície externa $r = R$ e $0^\circ < \phi < 180^\circ$.

$$k\nabla^2 T + \omega_b \rho_b c_b (T_b - T) + Q_m = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (5.1)$$

O contraste térmico estudado neste trabalho é a diferença de temperaturas superficiais entre um modelo com e sem inclusão, Eq. 3.47. Assim, o maior contraste térmico encontrado na superfície de um modelo indicará a maior diferença de temperatura que a inclusão provoca na superfície.

A Figura 5.22(a) apresenta o contraste térmico provocado pela inclusão apresentada na Figura 5.22(b). Observa-se que o valor máximo do contraste térmico se encontra na coordenada $x = 0$, acompanhando a posição em que está o tumor. O mesmo não acontece com o modelo apresentado na Figura 5.23(a) que possui uma inclusão deslocada em relação ao centro do modelo e portanto o valor máximo do contraste também está deslocado, Figura 5.23(b).

Figura 5.22: Esquema representativo de um tumor posicionado ao centro da mama.

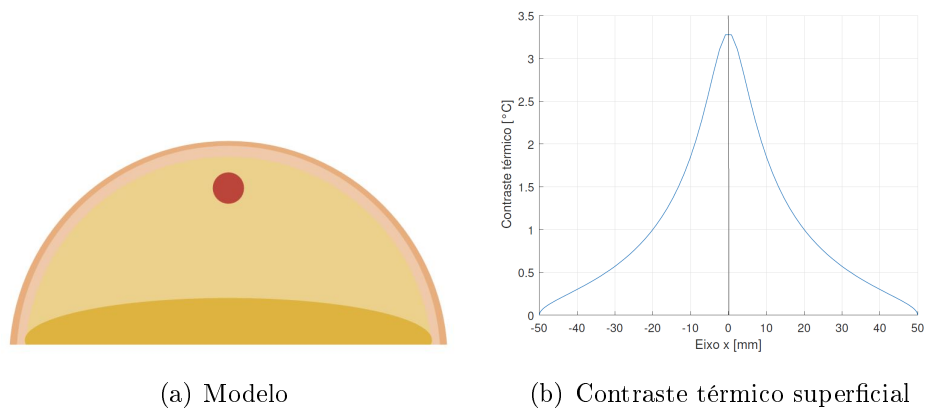
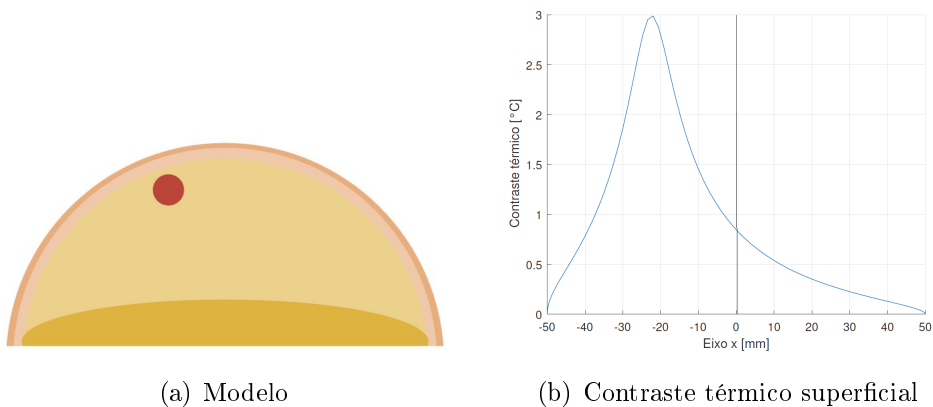
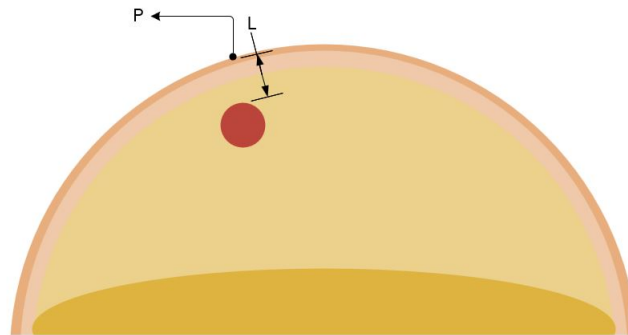


Figura 5.23: Esquema representativo de um tumor deslocado em relação ao centro da mama.



Destaca-se que o ponto de maior contraste térmico na superfície do modelo não é necessariamente o ponto que mais se aproxima da inclusão, devido a base do modelo ter temperaturas maiores que a parte superior. Normalmente este ponto de maior contraste é projetado mais ao centro do modelo, como mostra a Fig. 5.24, onde o ponto P é o ponto de maior contraste térmico provocado pelo tumor, mas não está na mesma direção radial da inclusão. Desta forma será estabelecido que a distância do tumor à superfície que será trabalhada nesta dissertação é a distância da inclusão até o ponto na superfície que ela provoca maior diferença de temperatura, ponto P.

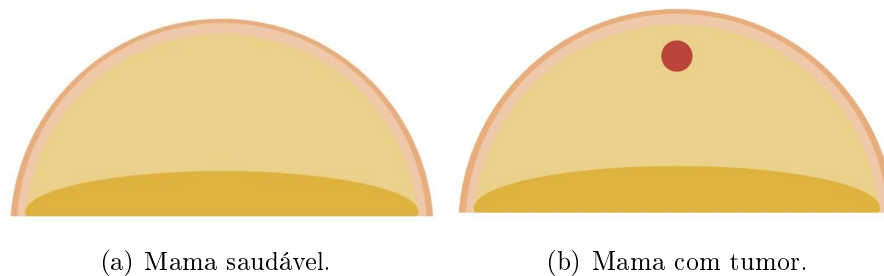
Figura 5.24: Esquema representativo da profundidade estimada neste trabalho para tumores deslocados em relação ao centro da mama.



As simulações bidimensionais em coordenadas cilíndricas de um modelo semi-círculo são propostas para aumentar a proximidade com a aplicação e representar geometricamente uma mama.

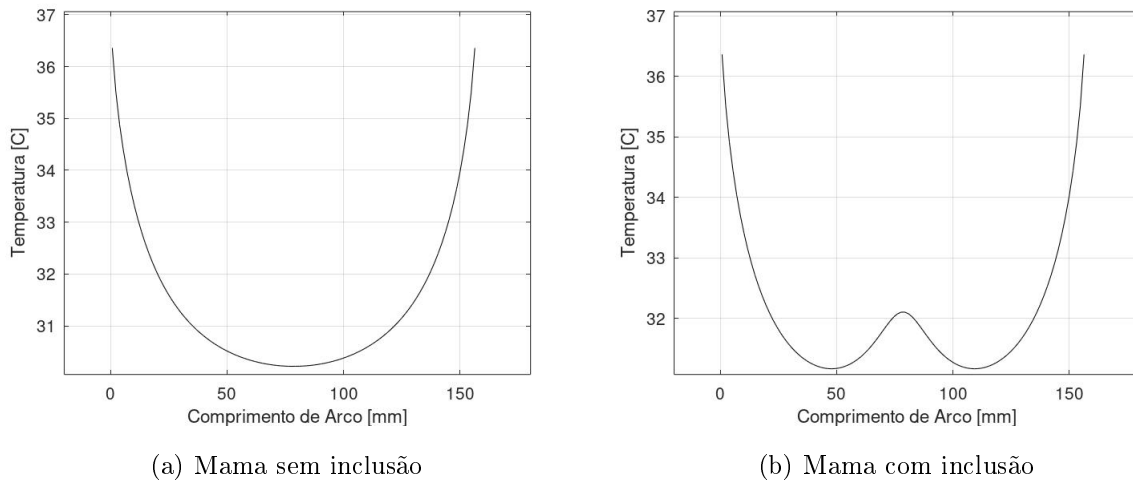
A Figura 5.25 apresenta os modelos representativos de uma mama usados nas simulações numéricas. A Figura 5.25(a) apresenta uma mama saudável e sem tumor, enquanto a Figura 5.25(b) apresenta uma mama lesionada com tumor. O modelo sem inclusão é utilizado para comparação das temperaturas como base para identificar as alterações na temperatura provocada pela presença do tumor.

Figura 5.25: Modelos esquemáticos da geometria semi-circular utilizada nas simulações numéricas.



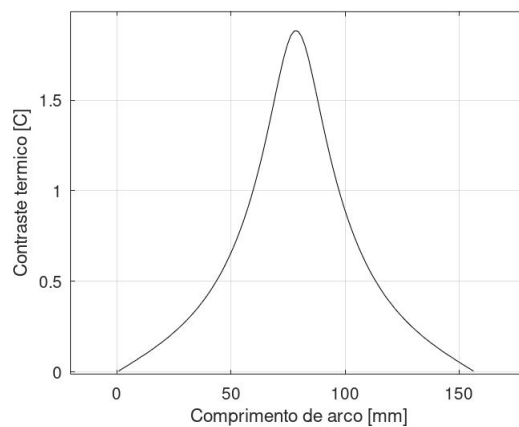
O contraste térmico neste modelo pode ser calculado pela Equação 3.47 e representa a diferença de temperatura entre o modelo saudável e o lesionado no ponto da superfície onde a inclusão provoca mais variação térmica. A Figura 5.26 ajuda a identificar este ponto. A Figura 5.26(a) apresenta as temperaturas superficiais para o modelo da Figura 5.25(a). A Figura 5.26(b) apresenta as temperaturas superficiais para o modelo da Figura 5.25(b).

Figura 5.26: Temperaturas superficiais dos modelos geométricos apresentados na Figura 5.25.



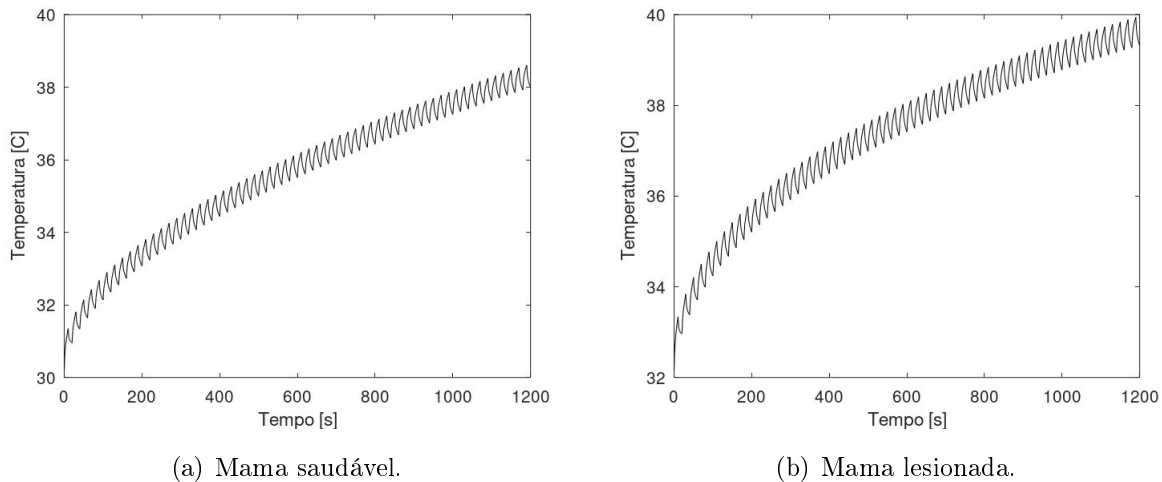
Utilizando a Equação 3.47 e os valores de temperatura da Figura 5.26 é possível encontrar o contraste térmico, Fig 5.27. O contraste indica o ponto que mais está sendo afetado pela presença do tumor que neste caso devido a simetria está na metade do comprimento do arco. O contraste térmico e as temperaturas foram obtidas dos modelos térmicos cuja superfície está exposta apenas a convecção de calor. Neste caso, o contraste térmico provocado pela presença do tumor é sobretudo devido a geração metabólica do tumor que é maior que da glândula.

Figura 5.27: Contraste térmico das temperaturas superficiais da mama bidimensionais para a solução estacionária.



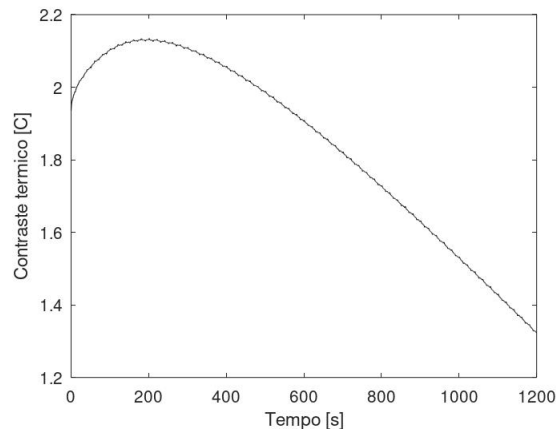
Uma vez obtido o contraste térmico para um condição de contorno passiva, Fig. 5.27, deseja-se observar a variação no tempo do valor máximo de contraste térmico quando a superfície está submetida a uma condição de aquecimento. A Figura 5.28 apresenta o comportamento das temperaturas ao longo do tempo de aquecimento no ponto de maior contraste entre os modelos.

Figura 5.28: Evolução das temperaturas superficiais ao longo do tempo no ponto de maior contraste térmico.



A evolução do contraste térmico ao longo do tempo de aquecimento (Eq. 3.47), é apresentado na Figura 5.29. Assim como acontece para o modelo unidimensional, o comportamento do contraste térmico é afetado pela variação da perfusão. Isso pode ser notado com a queda nos valores de contraste que acontece ao longo do tempo de aquecimento. O valor máximo do contraste, ou seja o ponto de inflexão do gráfico, é utilizado para visualizar o ponto em que a superfície sente a variação da perfusão sanguínea da inclusão, definindo-se o tempo de desvio.

Figura 5.29: Contraste térmico das temperaturas superficiais para a solução transiente de aquecimento da pele.

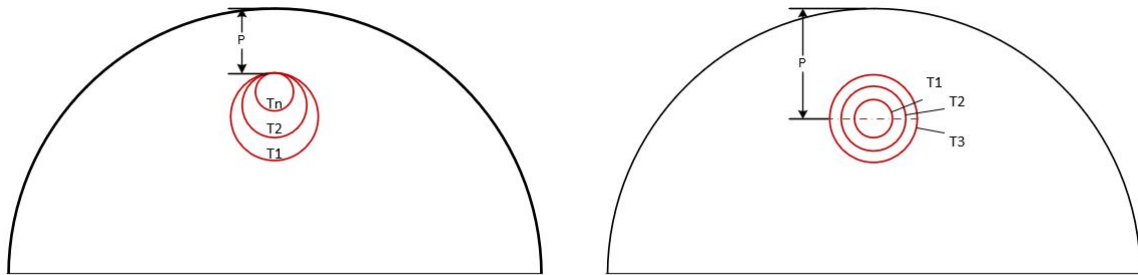


Analogamente a solução unidimensional, verifica-se também a independência do tempo de desvio adimensional relativo ao tamanho da inclusão.

A Figura 5.30 apresenta um modelo esquemático bidimensional de duas mamas contendo inclusões de diferentes tamanhos. Na Figura 5.30 (a) observa-se que as inclusões estão posi-

cionadas a uma mesma distância em relação a pele, desta forma o aumento do tamanho da inclusão não a torna mais próxima da pele. Na Figura 5.30 (b) observa-se diferentes inclusões posicionadas de forma concêntrica, desta forma o aumento do tamanho das inclusões reduz a distância em relação a pele.

Figura 5.30: Representação esquemática do modelo bidimensional da mama contendo inclusões de diferentes tamanhos.

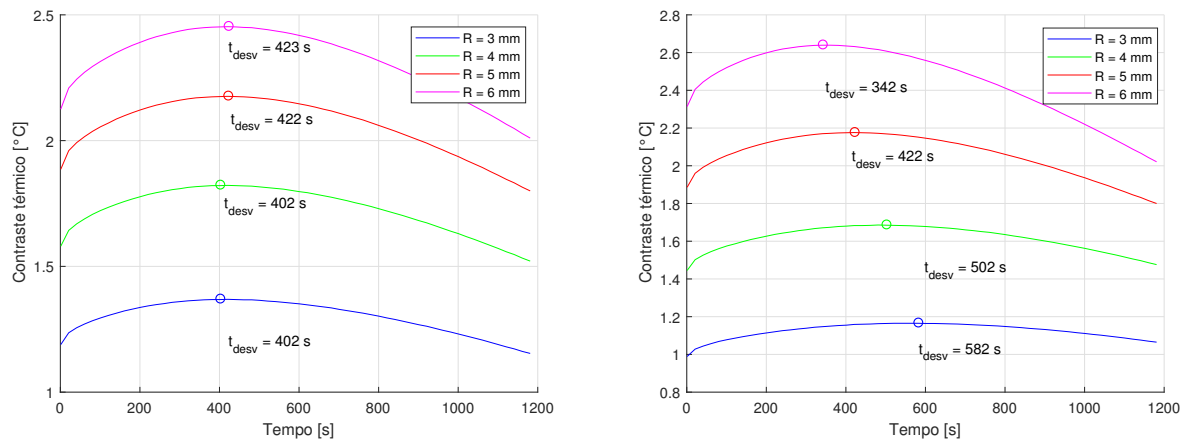


Analisa-se neste momento a diferença entre estabelecer como referência a distância entre a pele e a inclusão, primeiro caso, ou a posição do centro geométrico da inclusão, segundo caso.

A Figura 5.31 apresenta como se comportam os perfis de contraste térmico ao longo do período de aquecimento aplicado nos dois modelos da Fig. 5.30, para inclusões de raio 3, 4, 5 e 6 mm. Na Figura 5.31 (a) observa-se o contraste térmico de diferentes inclusões igualmente distantes em relação a pele, conforme Fig. 5.30 (a), a distância entre da inclusão a pele é de $P = 10$ mm. Na Figura 5.31 (b) observa-se o contraste térmico de diferentes inclusões posicionadas de forma concêntrica, a distância entre o centro da inclusão e a pele da mama é de $P = 15$ mm. Observa-se que ao aumentar o tamanho da inclusão, aumenta-se o contraste térmico superficial provocado pela presença da inclusão, nos dois modelos. No entanto, quando é fixada a distância entre a inclusão e a pele, Fig. 5.31 (a), percebe-se que mesmo com a variação do tamanho da inclusão o tempo de desvio não é afetado significativamente o que representa uma independência entre as características: tamanho da inclusão e distância entre pele e inclusão.

Por outro lado, o mesmo não ocorre quando se fixa o centro geométrico das inclusões, pois neste segundo caso, Fig. 5.31 (b), o tempo de desvio é alterado significativamente. O que indica, que o tempo de desvio adimensional deve ser calculado utilizando sempre a distância entre a pele e a inclusão.

Figura 5.31: Comportamento do contraste térmico ao longo do tempo para diferentes inclusões.



(a) P = distância entre pele e inclusão.

(b) P = distância entre pele e centro da inclusão.

A Tabela 5.8 apresenta o tempo de desvio e o tempo de desvio adimensional para as inclusões de raio igual a 3, 4, 5 e 6 mm. Todas as inclusões foram posicionadas de forma a possuírem a mesma distância entre a superfície e a inclusão, $P = 10$ mm. O tempo de desvio médio é de 412 s, o desvio padrão é de 12 s, que corresponde a 9 % da média dos valores. Os resultados mostram que entre inclusões de diferentes tamanhos não há diferença significativa no tempo de desvio e no tempo de desvio adimensional.

Tabela 5.8: Tempo de desvio e tempo de desvio adimensional para o modelo bidimensional com inclusões de diferentes tamanhos.

D [mm]	6	8	10	12
t_{desv} [s]	402	402	422	423
t_{desv}^+	0,2505	0,2505	0,2631	0,2618

Observa-se que um tempo de desvio adimensional encontrado para uma inclusão posicionada a 10 mm da superfície e com raio de 6 mm pode ser utilizado para estimar a profundidade de inclusões de qualquer tamanho.

A Tabela 5.9 apresenta a estimativa da profundidade das inclusões posicionada a uma mesma distância da superfície mas tendo tamanhos diferentes. Foi utilizado o tempo de desvio adimensional encontrado para a inclusão de 12 mm para estimar a profundidade das demais inclusões.

Os valores das estimativas verificam que a técnica de estimativa da profundidade independe do tamanho da inclusão e pode ser feita com um erro de aproximadamente 2 % entre inclusões de tamanhos completamente diferentes.

Tabela 5.9: Profundidade das inclusões da Figura 5.32.

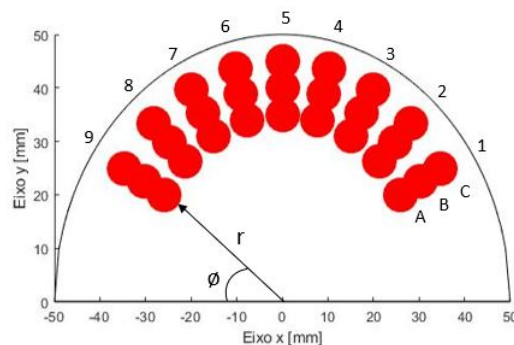
D [mm]	5	6	7	8	9	10	11
P_{est} [mm]	9,80	9,80	10,27	9,80	10,27	10,04	9,80
Erro [%]	2,19	2,19	2,57	2,17	2,57	0,24	2,15

A Figura 5.32 apresenta um desenho esquemático das inclusões que serão simuladas numericamente nesta seção. As simulações numéricas foram realizadas exclusivamente para cada uma das inclusões com o objetivo de se estimar a profundidade de cada uma.

A região de inclusões que estão sendo analisadas foi orientada por uma discussão central: a profundidade das inclusões se torna um limitante para a estimativa de sua profundidade uma vez que quanto mais profunda a inclusão maior o tempo que leva para o fluxo de calor penetrar até sua região e maior as temperaturas superficiais.

O centro das inclusões estão posicionados em uma região que vai de $\phi = 30^\circ$ à 150° , afastados de 15° entre si e $r = 35$ mm à 45 mm, afastados de 5 mm entre si. As inclusões foram simuladas tendo $r = 2,5$ mm, e suas propriedades termofísicas foram apresentadas na Tabela 5.7.

Figura 5.32: Modelo esquemático de inclusões simuladas numericamente.



A Tabela 5.10 apresenta a profundidade de cada inclusão da Figura 5.32, estes valores são relativos a distância entre a inclusão e o ponto em que a inclusão provoca mais variação térmica na pele.

Tabela 5.10: Profundidade das inclusões.

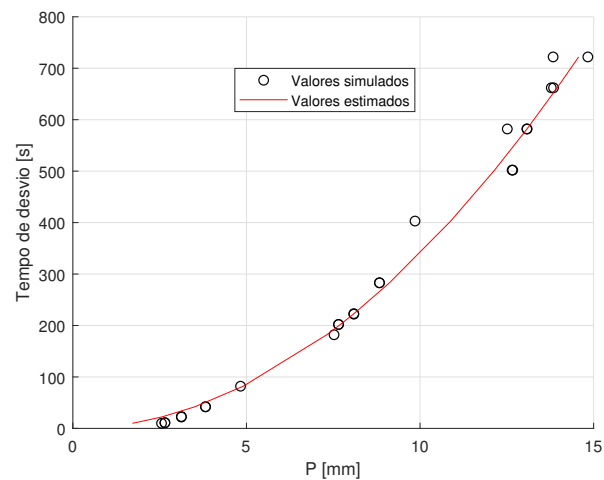
P [mm]	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	13,8	12,8	12,1	11,7	11,5	11,7	12,1	12,8	13,8
B	8,9	7,8	7,1	6,7	6,5	6,7	7,1	7,8	8,8
C	3,8	2,8	2,1	1,7	1,6	1,7	2,1	2,8	3,8

A Figura 5.33 apresenta os valores de tempo de desvio obtidos nas simulações para as inclusões da Figura 5.32. A partir dos tempos de desvio simulados e conhecendo a profundidade

das inclusões, Tab. 5.10, é possível utilizar a Equação 3.8 para calcular o tempo de desvio adimensional, $t_{desv}^+ = 0.5432 \pm 0.0779$. Com o valor médio do tempo de desvio adimensional é possível realizar a estimativa das profundidades das inclusões, como mostra a correlação apresentada na Equação 5.2.

$$t_{desv} = \frac{2t_{desv}^+}{\alpha} L^2 \quad (5.2)$$

Figura 5.33: Erro da estimativa da profundidade das inclusões nos modelos unidimensionais.



A Tabela 5.11 apresenta a profundidade estimada para cada inclusão da Figura 5.32 utilizando o tempo de desvio adimensional. As Tabelas 5.12 e 5.13 mostram o erro em mm e em porcentagem da estimativa da profundidade que foi realizada. Nota-se na Tabela 5.12 que o erro estimado é menor que 1 mm, conferindo à técnica um enorme potencial para ser aplicada experimentalmente. Observa-se ainda que percentualmente, Tab. 5.13, com exceção dos tumores C1 e C9, que apresentaram um erro percentual de 13 % na estimativa, os demais foram estimados com uma precisão menor que 10 % da sua profundidade.

Tabela 5.11: Profundidade das inclusões da Figura 5.32.

P_{est} [mm]	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	12,9	12,3	11,6	10,7	10,7	10,7	11,6	12,3	12,9
B	9,6	8,1	7,2	6,8	6,5	6,8	7,1	8,1	9,9
C	4,3	3,1	2,3	1,6	1,5	1,6	2,3	3,1	4,3

Tabela 5.12: Erro da estimativa das inclusões da Figura 5.32.

P - P_{est} [mm]	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	-0,94	-0,50	-0,51	-0,90	-0,76	-0,92	-0,51	-0,44	-0,94
B	0,78	0,24	0,71	0,16	-0,51	0,17	0,55	0,24	0,01
C	0,51	0,29	0,17	-0,61	-0,37	-0,61	0,12	0,29	0,51

Tabela 5.13: Erro percentual da estimativa das inclusões da Figura 5.32.

Erro [%]	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	6,8	3,9	4,1	7,8	6,6	7,9	4,2	3,4	6,8
B	8,7	3,0	1,0	2,5	0,8	2,5	3,0	0,4	12,7
C	13,4	10,2	8,2	3,7	2,4	3,7	5,8	10,0	13,4

Capítulo 6

Conclusão

Analisou-se neste trabalho um conjunto de aplicações do tempo de desvio térmico como ferramenta para estimar espessuras de amostras isoladas termicamente e inclusões mamárias em modelos unidimensionais e bidimensionais em problemas de bio-transferência de calor.

Em um primeiro momento verificou-se a característica constante do tempo de desvio adimensional em modelos unidimensionais e sem geração de calor interna. O parâmetro adimensional apresentou-se capaz de representar concisamente a correlação entre o tempo de desvio e o comprimento do modelo, o que refletiu na possibilidade de serem realizadas estimativas do comprimento de modelos tendo o conhecimento apenas da difusividade térmica do material e medindo a temperatura superficial durante um período de aquecimento. Os resultados experimentais verificaram a possibilidade de estimativa da profundidade do contorno isolado, em um modelo unidimensional e sem geração.

Este trabalho ainda desenvolveu uma breve análise de otimização da condição de aquecimento utilizada para aplicação nas soluções dos problemas, que apresentou as vantagens da utilização de um perfil de fluxo periódico e os reflexos da escolha dos intervalos da intensidade e da duração do aquecimento para se atingir uma maior penetração térmica mantendo-se os limites de elevação de temperatura estabelecidos.

A perfusão sanguínea se apresentou como um parâmetro de importância singular para o comportamento térmico do corpo. Verificou-se o efeito da presença da perfusão sanguínea na Equação de Pennes para problemas transientes com condições de aquecimento e resfriamento. Verificou-se também o efeito térmico da diferença entre a perfusão sanguínea de um tecido saudável e de um tumor, que reflete em como a presença de uma inclusão poderá ser sentida pelo perfil de contraste térmico.

A técnica do tempo de desvio adimensional aplicada em modelos unidimensionais foi também extrapolada para modelos bidimensionais em problemas de bio-transferência de calor com soluções numéricas. Em ambos os modelos a profundidade da inclusão foi estimada com erro

inferior a 1 mm.

Sabe-se que o contraste térmico provocado pelo tumor na pele da mama é afetado pelo tamanho do tumor e de sua profundidade, o que impossibilita que a imagem térmica, sozinha, seja capaz de se vincular a uma inclusão de um tamanho ou profundidade específica.

Uma importante conclusão deste trabalho refere-se a correlação da profundidade com o seu tempo de desvio adimensional ser independente do tamanho da inclusão. Assim, a estimativa da profundidade de uma inclusão independente de seu tamanho a partir da observação da evolução da temperatura superficial representa uma excelente ferramenta diagnóstica. Esta ferramenta atua, assim, no sentido de se qualificar o uso de imagens térmicas para a detecção precoce do câncer de mama.

Propostas para Trabalhos Futuros

A aplicação do tempo de desvio adimensional em problemas bio-térmicos para estimativa da profundidade de inclusões mamárias pode ser complementada se analisada em modelos in vivo, onde será possível verificar o comportamento da perfusão sanguínea de inclusões e inclusive realizar uma verificação complementar da Equação de Pennes.

A utilização da correlação do tempo de desvio com a profundidade da inclusão está atrelada ao conhecimento prévio da difusividade térmica.

Uma possibilidade de projetos futuros é o estudo de técnicas de problema inverso que possam estimar a difusividade térmica dos tecidos biológicos e auxiliar nos impactos e possíveis variações deste parâmetro com as alterações da vascularização do sangue.

Referências Bibliográficas

ALMOND, D. P.; PICKERING, S. G. An analytical study of the pulsed thermography defect detection limit. *Journal of applied physics*, American Institute of Physics, v. 111, n. 9, p. 093510, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.1063/1.4704684>>.

ARORA, N. et al. Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer. *The American Journal of Surgery*, Elsevier, v. 196, n. 4, p. 523–526, 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.amjsurg.2008.06.015>>.

BALAGEAS, D. L.; ROCHE, J.-M. Common tools for quantitative time-resolved pulse and step-heating thermography—part i: theoretical basis. *Quantitative InfraRed Thermography Journal*, Taylor & Francis, v. 11, n. 1, p. 43–56, 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/17686733.2014.891324>>.

BECK, J. V.; COLE, K. D.; HAJI-SHEIKH, A.; LITKOUHL, B. *Heat conduction using Green's function*. [S.l.]: Taylor & Francis, 1992.

BECKER, S.; KUZNETSOV, A. *Heat transfer and fluid flow in biological processes*. [S.l.]: Academic Press, 2014.

CARSLAW, H. S.; JAEGER, J. C. *Conduction of heat in solids*. [S.l.], 1959.

CHARNY, C.; WEINBAUM, S.; LEVIN, R. An evaluation of the weinbaum-jiji bioheat equation for normal and hyperthermic conditions. 1990. Disponível em: <<https://doi.org/10.1115/1.2891130>>.

CHEN, M. M.; HOLMES, K. R. Microvascular contributions in tissue heat transfer. *Annals of the New York Academy of Sciences*, Wiley Online Library, v. 335, n. 1, p. 137–150, 1980. Disponível em: <<https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1980.tb50742.x>>.

CHENG, T.-Y.; HERMAN, C. Analysis of skin cooling for quantitative dynamic infrared imaging of near-surface lesions. *International Journal of Thermal Sciences*, Elsevier, v. 86, p. 175–188, 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ijthermalsci.2014.06.033>>.

FIGUEIREDO, A. A. A.; FERNANDES, H. C.; GUIMARAES, G. Experimental approach for breast cancer center estimation using infrared thermography. *Infrared Physics & Technology*, Elsevier, v. 95, p. 100–112, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.infrared.2018.10.027>>.

FOURIER, J. B. J. B. *The analytical theory of heat*. [S.l.]: The University Press, 1878.

HOSSAIN, S.; MOHAMMADI, F. A. Tumor parameter estimation considering the body geometry by thermography. *Computers in biology and medicine*, Elsevier, v. 76, p. 80–93, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2016.06.023>>.

ILJAŽ, J.; WROBEL, L. C.; HRIBERŠEK, M.; MARN, J. Numerical modelling of skin tumour tissue with temperature-dependent properties for dynamic thermography. *Computers in biology and medicine*, Elsevier, v. 112, p. 103367, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2019.103367>>.

KENNEDY, D. A.; LEE, T.; SEELY, D. A comparative review of thermography as a breast cancer screening technique. *Integrative cancer therapies*, Sage Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 8, n. 1, p. 9–16, 2009. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177%2F1534735408326171>>.

LAU, S.; ALMOND, D.; MILNE, J. A quantitative analysis of pulsed video thermography. *Ndt & E International*, Elsevier, v. 24, n. 4, p. 195–202, 1991. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/0963-8695\(91\)90267-7](https://doi.org/10.1016/0963-8695(91)90267-7)>.

LAWSON, R. Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer. *Canadian Medical Association Journal*, Canadian Medical Association, v. 75, n. 4, p. 309, 1956.

LAWSON, R. N.; CHUGHTAI, M. Breast cancer and body temperature. *Canadian Medical Association Journal*, Canadian Medical Association, v. 88, n. 2, p. 68–70, 1963.

LELES, A. C. Q. *Desenvolvimento de procedimento e análise de imagens térmicas para a identificação do câncer de mama*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Uberlândia - Faculdade de Engenharia Mecânica, 2015.

MAMBOU, S. J.; MARESOVA, P.; KREJCAR, O.; SELAMAT, A.; KUCA, K. Breast cancer detection using infrared thermal imaging and a deep learning model. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 18, n. 9, p. 2799, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/s18092799>>.

MENEGAZ, G. L.; GUIMARÃES, G. Development of a new technique for breast tumor detection based on thermal impedance and a damage metric. *Infrared Physics & Technology*, Elsevier, v. 97, p. 401–410, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.infrared.2019.01.019>>.

MILNE, J.; REYNOLDS, W. The non-destructive evaluation of composites and other materials by thermal pulse video thermography. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. *Thermosense VII: Thermal Infrared Sensing for Diagnostics and Control*. [S.l.], 1985. v. 520, p. 119–122.

MONTE, F. de; BECK, J. V.; AMOS, D. E. Diffusion of thermal disturbances in two-dimensional cartesian transient heat conduction. *International journal of heat and mass transfer*, Elsevier, v. 51, n. 25-26, p. 5931–5941, 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ijheatmasstransfer.2008.05.015>>.

PARKER, W.; JENKINS, R.; BUTLER, C.; ABBOTT, G. Flash method of determining thermal diffusivity, heat capacity, and thermal conductivity. *Journal of applied physics*, American Institute of Physics, v. 32, n. 9, p. 1679–1684, 1961. Disponível em: <<https://doi.org/10.1063/1.1728417>>.

PENNES, H. H. Analysis on tissue arterial blood temperature in the resting human forearm. *Applied Physiology*, v. 1, n. 2, p. 93–122, August 1948. Disponível em: <<https://doi.org/10.1152/jappl.1948.1.2.93>>.

SIEGEL, R. L.; MILLER, K. D.; FUCHS, H. E.; JEMAL, A. Cancer statistics, 2021. *CA: a cancer journal for clinicians*, Wiley Online Library, v. 71, n. 1, p. 7–33, 2021.

SOCIETY, A. C. *Breast Cancer Stages*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/understanding-a-breast-cancer-diagnosis/stages-of-breast-cancer.html#references>>.

TRIMM, M. W. Introduction to infrared and thermal testing: Part 1 nondestructive testing. In: MALDAGUE, X.; MOORE, P. O. (Ed.). *Nondestructive Handbook, Infrared and Thermal Testing*. 3rd. ed. Columbus, OH: The American Society for Nondestructive Testing - ASNT Press, 2001. v. 3, p. 2–11. ISBN 1-57117-044-8.

WANG, L. Early diagnosis of breast cancer. *Sensors*, v. 17, n. 7, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/s17071572>>.

ZHOU, Y.; HERMAN, C. Optimization of skin cooling by computational modeling for early thermographic detection of breast cancer. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, v. 126, p. 864–876, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ijheatmasstransfer.2018.05.129>>.