

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

PEDRO HENRIQUE FRANCO SERRANO VIEIRA

**ESTUDO NUMÉRICO DO COMPORTAMENTO TÉRMICO DE TECIDOS
MAMÁRIOS SAUDÁVEIS E COM A PRESENÇA DE TUMORES**

UBERLÂNDIA

2022

PEDRO HENRIQUE FRANCO SERRANO VIEIRA

**ESTUDO NUMÉRICO DO COMPORTAMENTO TÉRMICO DE TECIDOS
MAMÁRIOS SAUDÁVEIS E COM A PRESENÇA DE TUMORES**

Projeto de Fim de Curso apresentado ao Programa de Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **BACHAREL em ENGENHARIA MECÂNICA.**

Área de atuação: Transferência de Calor

Orientador: Prof. Dr. Gilmar Guimarães

UBERLÂNDIA

2022

AGRADECIMENTOS

À Santíssima Trindade, por todas as graças concedidas em minha vida, em especial durante esta graduação. Também agradeço a nossa mãe, Maria Santíssima, por toda a intercessão realizada por mim ao seu filho, Jesus.

À toda minha família, em especial ao meu Pai Miguel, minha avó Inez e minha tia Elaine. Obrigado por não medirem esforços para me ajudarem nesta caminhada, principalmente nos momentos mais difíceis dela. Amo todos vocês!

À minha mãe Eielza que, mesmo não estando mais entre nós, sempre lutou pelo meu bem e com certeza está feliz com o meu esforço. Mãe, obrigado pelo seu amor incondicional durante toda sua vida. Te amo!

À minha namorada, Viviane, e à minha sogra, Valeriana, por todo incentivo e paciência nas etapas finais deste trabalho. Obrigado por todo carinho e amor, Meu Bem! Que seja esta apenas uma das muitas conquistas que virão ao seu lado... obrigado por tanto!

Aos colegas de graduação, em especial ao Guilherme (“sô Guilherme”), Lucas e Pedro (Macedo). Agradeço pela parceria ao longo de toda graduação e pela paciência com os meus maus momentos. Agradeço também aos colegas Geberson (“sô Geberson”) e João Vitor (“JV”) pelos bons momentos vividos. A presença de todos vocês contribuiu para que este período de graduação fosse mais leve, obrigado!

Aos colegas de laboratório, Alexandre, Thaise e Vinicius, que sempre foram solícitos em minhas dúvidas ao longo deste e outros trabalhos. Obrigado!

À toda turma do LTCME, por terem me acolhido e dado oportunidade de desenvolver este trabalho!

Aos colegas de trabalho da CMA Serviços e Engenharia, por todo apoio e compreensão nesta reta final de minha formação. Obrigado!

Ao meu orientador, Gilmar, por toda paciência e humildade em responder minhas perguntas (por vezes repetidas). Agradeço por toda orientação, pela oportunidade de ter crescido um pouco mais enquanto aluno. Obrigado, professor!

À professora Gabriela que, desde 2019, me acompanha juntamente com o professor Gilmar nos projetos de iniciação científica. O seu apoio foi fundamental ao meu desenvolvimento.

Agradeço pela paciência e disponibilidade em me ajudar todo este período, você que muitas vezes foi tão orientadora quanto o professor Gilmar. Obrigado, Gabi!

A todos os professores da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, por todos os ensinamentos e cobrança. O esforço de vocês é o que contribui para o sucesso deste curso!

“Deus não exige nada do homem, sem oferecer-lhe ao mesmo tempo, a força para isso” – Santa Teresa Benedita da Cruz

VIEIRA, Pedro Henrique Franco Serrano. **Estudo numérico do comportamento térmico de tecidos mamários saudáveis e com a presença de tumores**. 2022. 46 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2022.

Resumo

O câncer de mama é um grande problema de saúde pública no Brasil, sendo o tipo de neoplasia que mais atinge as mulheres e também a que apresenta os maiores índices de mortalidade. Visto isso, diversos métodos de detecção foram desenvolvidos nos últimos tempos. As propostas possuem as suas vantagens, mas os benefícios existentes não excluem a necessidade de novos estudos a respeito. Com base nessa conjuntura, a proposta deste projeto de fim de curso é contribuir com o desenvolvimento de uma nova técnica que auxilie com diagnósticos mais assertivos e precoces. A metodologia consiste na aplicação das transformadas de Fourier e de Hilbert em sinais de impedância térmica, a fim de se detectar inclusões esféricas adicionadas a um modelo anatômico da mama. Os resultados encontrados foram promissores, fato esse que fortalece a hipótese de que a análise de sinais de tal forma pode contribuir para o futuro do diagnóstico oncológico.

Palavras chave: *detecção, tumores, impedância térmica, transformada de Fourier e transformada de Hilbert.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Localização primária do câncer por sexo	12
Figura 2 – Mortalidade conforme localização primária do câncer por sexo	13
Figura 3 – Sinais radiológicos. Em (A), (B), (C) e (D) tem-se exemplos de calcificações suspeitas. Em (E), (F), (G) e (H) tem-se exemplos de margem dos nódulos. Em (I), (J) e (K) tem-se exemplos de assimetria. Em (L) e (M) tem-se exemplos de distorção arquitetural. Em (N) tem-se um exemplo de ducto único isolado	16
Figura 4 – Localização da lesão, onde: QSL e QSM significam, respectivamente, os quadrantes superior lateral e medial; QIL e QIM representam, respectivamente, os quadrantes inferior lateral e medial	17
Figura 5 – Componentes do mamógrafo: em A, tubos de raio X; em B, <i>buck</i> (suporte para a mama)	18
Figura 6 – Transferência de calor através de uma parede plana	19
Figura 7 – Esquema de um problema térmico em um tecido humano (MENEGAZ, 2018)	21
Figura 8 – Esquema do problema térmico	27
Figura 9 – Esquema do clássico problema de condução X22	28
Figura 10 – Resultado do escaneamento do fantoma padrão da mama	28
Figura 11 – Árvore de projeto do COMSOL <i>Multiphysics</i>	29
Figura 12 – Ponto avaliado	30
Figura 13 – (A) Comparação entre os resultados de temperatura para a mama sadia nas diferentes malhas; (B) Comparação entre os resultados de temperatura para a mama com tumor nas diferentes malhas	30

Figura 14 – (A) Percentual de erro relativo para os resultados obtidos com a malha normal e extra grosseira em relação a malha extrafina na mama sadia; (B) Percentual de erro relativo para os resultados obtidos com a malha normal e extra grosseira em relação a malha extrafina na mama com tumor.....	31
Figura 15 - Disposição dos pontos avaliados	32
Figura 16 – (A) Solução MATLAB; (B) Solução COMSOL <i>Multiphysics</i> , com malha normal.....	33
Figura 17 – (A) Solução COMSOL <i>Multiphysics</i> , malha extrafina e $dt = 0,01s$; (B) Comparação entre a solução MATLAB e COMSOL <i>Multiphysics</i> para o mesmo problema; (C) Diferença percentual entre as temperaturas dos modelos MATLAB e COMSOL	34
Figura 18 – (A) Distribuição de temperatura na superfície em $t = 900$ s, com tumor; (B) Distribuição de temperatura no plano central do fantoma em $t = 900$ s, com tumor; (C) Distribuição de temperatura na superfície em $t = 900$ s, sem tumor; (D) Distribuição de temperatura no plano central do fantoma em $t = 900$ s, sem tumor. Todas as soluções são do <i>software</i> COMSOL <i>Multiphysics</i> , com malha normal, $dt = 1$ s e temperatura inicial do corpo igual a $37,15$ °C	35
Figura 19 – Imagens térmicas da mama nas diferentes condições de simulação: (A) <i>baseline</i> e (B) seção transversal da mama na condição <i>baseline</i> ; (C) TA e (D) seção transversal da mama na condição TA; (E) TM e (F) seção transversal da mama na condição TM; (G) TP e (H) seção transversal da mama na condição TP	37
Figura 20 – Diagramas de caixa dos pontos analisados a partir dos dados da transformada de Fourier: (A) Ponto A; (B) Ponto B; (C) Ponto C; (D) Ponto D; (E) Ponto E	39
Figura 21 – Diagramas de caixa dos pontos analisados a partir dos dados da transformada de Hilbert: (A) Ponto A; (B) Ponto B; (C) Ponto C; (D) Ponto D; (E) Ponto E	41

Figura 22 – Fantoma padrão com a representação dos transdutores térmicos ...	42
Figura 23 – Resultado obtido para o transdutor TR1 (SAAD, 2020). I10-P1, I10-P2 e I10-P3 podem ser entendidos como testes com inclusões de 10 mm localizadas, respectivamente, nas posições TA, TM e TP	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades Termofísicas da mama e tumor	29
Tabela 2 – Propriedades Termofísicas do Sangue	29
Tabela 3 – Resumo dos resultados dos diagramas de caixa	41
Tabela 4 – Resumo da comparação dos resultados	43

Sumário

1. Introdução.....	12
2. Objetivos	15
3. Um panorama do câncer e da mamografia	15
4. Fundamentação teórica.....	18
5. Metodologia.....	26
5.1. Primeira etapa	26
5.1. Segunda etapa	31
6. Análises e resultados	33
6.1. Resultados dos testes iniciais	33
6.2. Resultados das simulações finais	35
7. Considerações Finais.....	43
Referências	45

1. Introdução

Etimologicamente, a palavra câncer vem do latim cancer e significa caranguejo. O nome foi associado à doença devido ao fato de Hipócrates (400 a.C) nomear o câncer KARKINOS, cuja morfologia tumoral que possuía vasos inchados ao redor lembrou-lhe um caranguejo enterrado na areia (REDE CÂNCER, 2012). Embora curiosa essa nomeação, tal doença é um grande problema para a saúde pública mundial, sobretudo em países onde o desenvolvimento ainda está se consolidando. No Brasil, o Instituto Nacional de Câncer (INCA) é o órgão que auxilia o Ministério da Saúde no desenvolvimento e coordenação de ações que visam à prevenção e o controle do câncer. A análise de ocorrência, distribuição e evolução da doença é importante na criação de perfis dos seus diferentes tipos, bem como na caracterização de mudanças no cenário ao longo dos tempos. Segundo estatísticas apontadas pelo INCA (2022), o câncer de mama e o câncer de próstata lideram o ranking de neoplasias que mais acometem mulheres e homens, respectivamente (29,7 % para mulheres e 29,2 % para homens). A Figura 1 torna clara a distribuição dos casos de neoplasias para ambos os sexos.

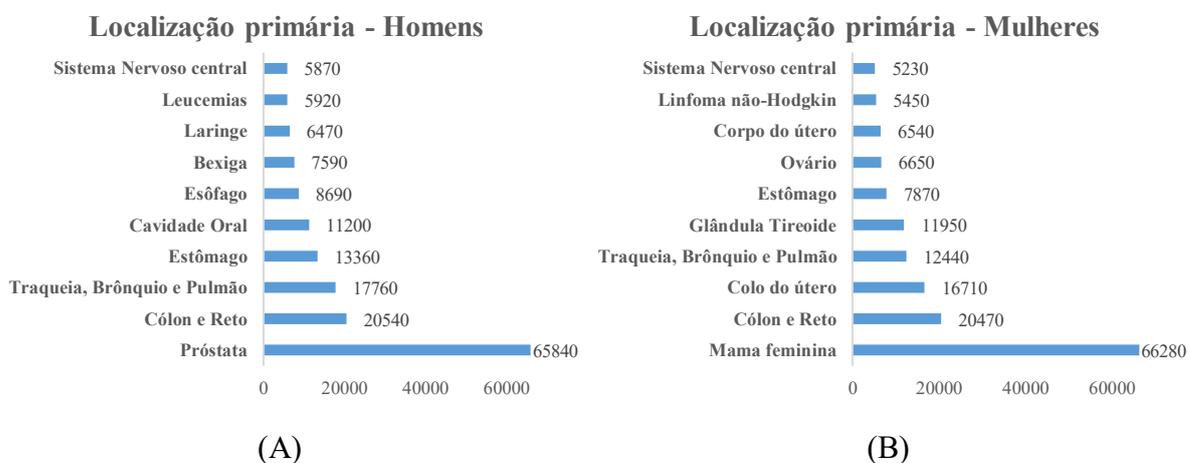


Figura 1 – Localização primária do câncer por sexo (INCA, 2020).

Ainda conforme o INCA (2022), o câncer de mama é o que mais mata dentre todas as outras formas de manifestação da doença, liderando o ranking de óbitos (das mortes por neoplasias, 16,4 % são devidas ao câncer de mama). A Figura 2 apresenta os números de morte dos casos de neoplasias para ambos os sexos.

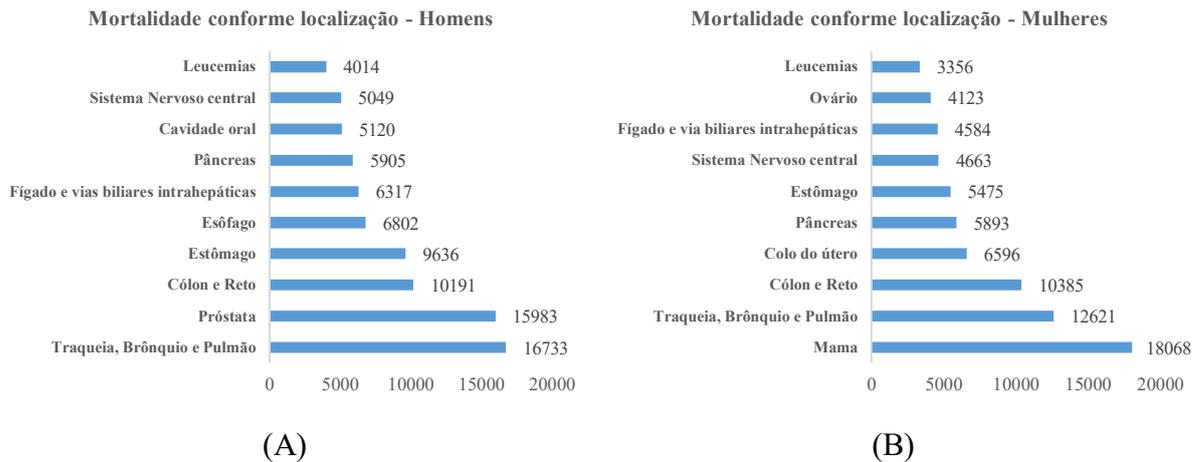


Figura 2 – Mortalidade conforme localização primária do câncer por sexo (INCA, 2019).

O câncer é caracterizado como uma multiplicação incontrolável de células anormais, sendo o termo utilizado em mais de 100 diferentes tipos de doenças que possuem em comum o crescimento desordenado de células (INCA, 2022). Alguns casos da doença podem ser evitados com a diminuição da exposição do indivíduo aos fatores de risco. Em outras circunstâncias, o diagnóstico precoce é de suma importância para o sucesso do tratamento e consequente melhora do paciente.

Com o passar dos anos, a ciência foi se desenvolvendo e, então, métodos de diagnóstico foram criados. No início do século XX, técnicas envolvendo raios X começaram a ser utilizadas nos processos investigativos. Em 1913, deu-se início a radiografia das mamas, mas foi só na década de 1970 que foi desenvolvido o mamógrafo: aparelho utilizado na mamografia (VILLARREAL, 2019). Nos anos posteriores, diversos métodos para caracterizar tecidos e órgãos quanto a possíveis anomalias foram criados. No entanto, tais métodos possuem desvantagens, como: expor os pacientes à radiação ionizante, utilizar agentes de contraste que causam desconforto ao examinado, necessitar de análise dos resultados pelo examinador, entre outras.

A mamografia hoje é o método mais utilizado para diagnóstico de câncer de mama, considerado como padrão ouro. Embora seja esse um fato, tal técnica não é ainda a melhor existente, uma vez que apresenta limitações. Carney et al. (2003) apontaram em seus estudos algumas características da mamografia, como a sua especificidade e sensibilidade. A sensibilidade diz respeito a capacidade de o teste identificar corretamente um caso da doença, enquanto a especificidade se relaciona a capacidade do teste identificar corretamente os indivíduos que não possuem a doença. Sob essa ótica, os resultados da mamografia sofreram

variações desses parâmetros de exatidão: a sensibilidade variou de 62,9 % em mulheres com seios extremamente densos (com grande quantidade de tecido glandular) a 87 % em mulheres com seios quase totalmente constituídos por camada de gordura; a especificidade aumentou de 89,1 % em mulheres com seios extremamente densos para 96,9 % em mulheres com seios quase totalmente constituídos por camada de gordura. Esses resultados apontam que a densidade mamária é um importante fator de influência no resultado da mamografia, fato esse que pode contribuir com diagnósticos finais errôneos.

Os gastos públicos diretos com o câncer de mama também devem ter atenção especial, uma vez que são significativos. Conforme demonstra o INCA (2022), em 2019 tais gastos foram de R\$ 848 milhões, valor que representa uma fatia de 22,8 % do valor inserido para tratamento oncológico de todos os tipos de câncer. Ademais, para as próximas duas décadas é esperado um aumento de 47 % nos casos de câncer de mama e os gastos federais aumentarão em 100 %. Tendo em vista ainda o compromisso do Brasil com a redução do número de mortes por câncer de mama na Agenda 2030 para o Desenvolvimento Sustentável, fica evidente a necessidade de investimentos na prevenção primária, bem como no diagnóstico precoce e assertivo que também garantem maior sucesso na luta contra a doença.

Outra forte motivação para os trabalhos envolvendo este tipo de neoplasia se encontra no campo humano. Estudos realizados por Bergamasco e Angelo (2001) apontam para quatro temas representativos do significado do diagnóstico de câncer de mama para as mulheres. Ênfase será dada ao primeiro, o qual diz respeito ao descobrimento da doença a partir do diagnóstico. Os dados da pesquisa mostraram que as mulheres vivenciam uma trajetória onde o fato de ser doente gera motivos de sofrimento. Esta primeira fase corresponde a um impacto psicológico profundo e não pode estar refém de métodos que produzam falsos resultados. É necessário pensar também que as técnicas comumente utilizadas atualmente são um tanto invasivas ou mesmo impraticáveis em certas condições em que o paciente se encontra. Mulheres cadeirantes ou com outro tipo de deficiência motora possuem dificuldades em realizar uma mamografia em virtude da postura necessária para o exame.

Com base no apresentado é que se concretiza o objetivo geral deste trabalho: contribuir com o desenvolvimento de métodos menos invasivos e mais assertivos para o diagnóstico do câncer de mama. Resultados promissores já foram encontrados no trabalho de Menegaz (2018), sendo o atual estudo a sua continuação direta. Os conceitos de Impedância Térmica serão aplicados no presente trabalho a partir de simulações em ambientes virtuais. A análise de sinais

a partir das transformadas de Fourier e de Hilbert também será objeto de estudo, a qual terá os seus efeitos para detecção de inclusões mamárias mais uma vez analisados.

2. Objetivos

O objetivo deste projeto de fim de curso é aplicar os métodos de impedância térmica e análise de sinais na detecção de inclusões mamárias, atendendo os seguintes objetivos específicos:

- Aplicar, a partir de simulação em um modelo anatômico virtual da mama, um fluxo de calor periódico;
- Analisar o fluxo e temperatura em cinco pontos distintos na superfície do modelo anatômico virtual. O trabalho contará tanto com análises de referência (*baseline*), que consistem no modelo sem inclusão, quanto com análises que consideram a existência de tumor (tumor com 10 mm de diâmetro localizado em posições estratégicas do modelo anatômico virtual);
- Análise dos sinais de impedância térmica a partir das transformadas de Fourier e de Hilbert;
- Aplicação de métricas de dano que dirão ser (ou não) positiva a existência de inclusões.

3. Um panorama do câncer e da mamografia

A mama pode apresentar mais de um tipo de doença sem que essa seja necessariamente maligna. Inca (2019) faz uma listagem das enfermidades que acometem a glândula, as quais podem tanto ser benignas quanto malignas. Ainda conforme Inca (2019), a mama sofre com a ação de hormônios como o estrogênio, a progesterona e a prolactina, podendo o epitélio e o estroma da mama sofrerem proliferação ou involução durante a vida da mulher. Tais alterações formam a resposta fisiológica às variações hormonais e não querem dizer que a mama está doente. O fibroadenoma, a fibroadenolipoma, a adenose e a lesão esclerosante radial são exemplos de neoplasias benignas da mama.

Em contrapartida, as doenças malignas da mama representam um grupo de grande importância. O carcinoma mamário é considerado um caso de neoplasia genética e multifatorial. É genética porque se inicia em uma única célula, a partir da qual desenvolve-se a possibilidade de novas alterações no DNA e nos mecanismos de reparos dessas alterações. É multifatorial porque representa um processo complexo e gradual, com a participação de distintos fatores

como endócrinos, nutricionais e ambientais. Dentre os sinais radiológicos que indicam o câncer, destacam-se as calcificações, nódulos, assimetria da mama, neodensidade, distorção arquitetural e dilatação ductal isolada (INCA, 2019). A mamografia é o exame de imagem que detecta tais sinais, os quais são apresentados na Figura 3.

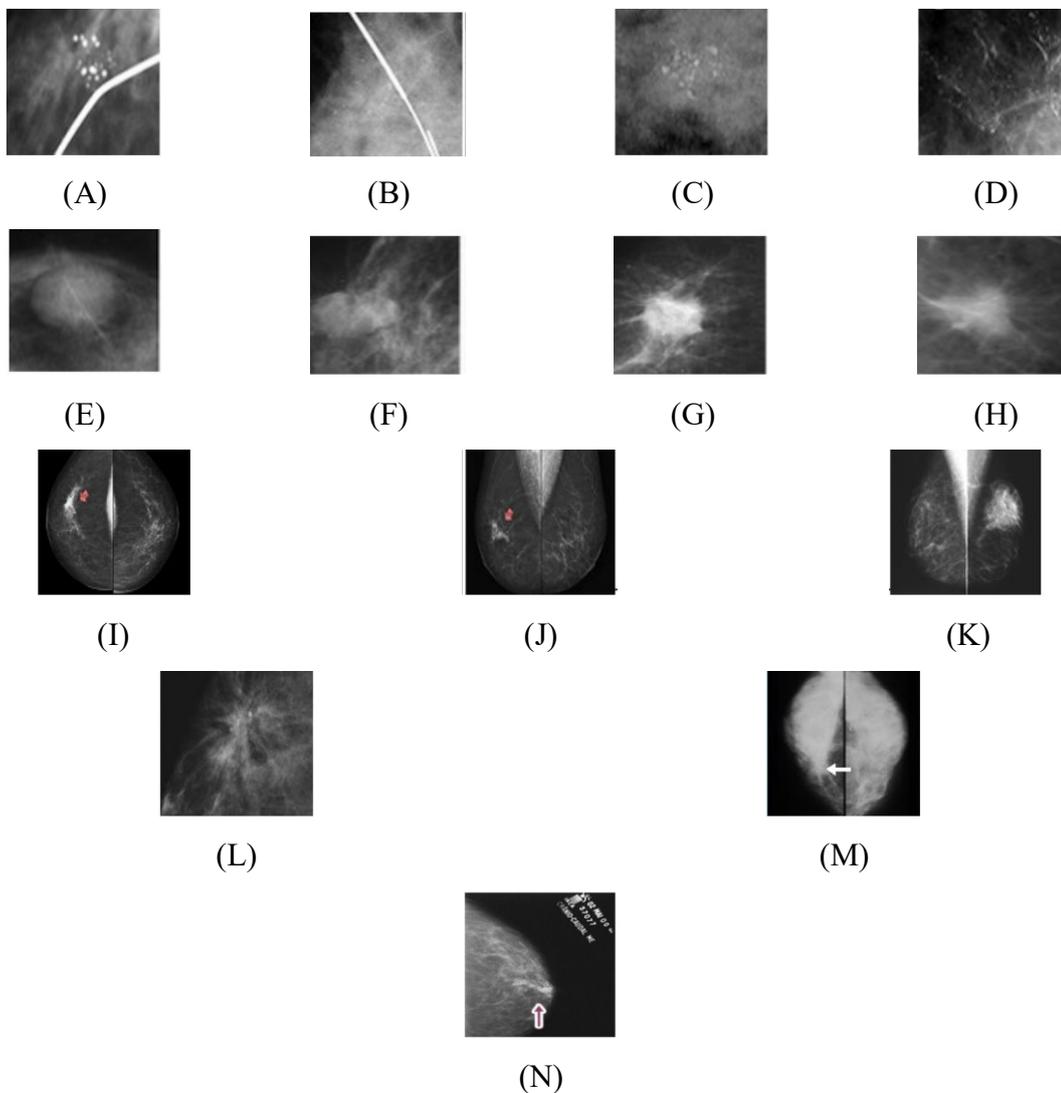


Figura 3 – Sinais radiológicos. Em (A), (B), (C) e (D) tem-se exemplos de calcificações suspeitas. Em (E), (F), (G) e (H) tem-se exemplos de margem dos nódulos. Em (I), (J) e (K) tem-se exemplos de assimetria. Em (L) e (M) tem-se exemplos de distorção arquitetural. Em (N) tem-se um exemplo de ducto único isolado (INCA, 2019).

De forma mais específica, os nódulos são lesões tridimensionais e expansivas que podem ser avaliadas a partir do tamanho, forma, margem e densidade (INCA, 2019), sendo o câncer a forma maligna do nódulo. A diferença entre nódulo e tumor reside apenas no tamanho, sendo os tumores lesões com mais de 3 cm de diâmetro. O tamanho e a forma do nódulo são

informações valiosas que podem ajudar no entendimento da malignidade ou benignidade: quanto maior, maior é a suspeita de benignidade; quanto menos definição na margem, maior é o grau de suspeição.

Quanto a localização da lesão, é importante que se entenda as regiões clínicas da mama. Para tanto, ela pode ser dividida conforme três critérios, apresentados na Figura 4: qual mama apresenta o nódulo (esquerda ou direita), em qual quadrante se localiza a lesão (quadrantes superiores medial ou lateral / quadrantes inferiores medial ou lateral) e em que profundidade (terço anterior, médio ou posterior). O quadrante superior lateral é a porção da mama que mais é acometida pelo câncer (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

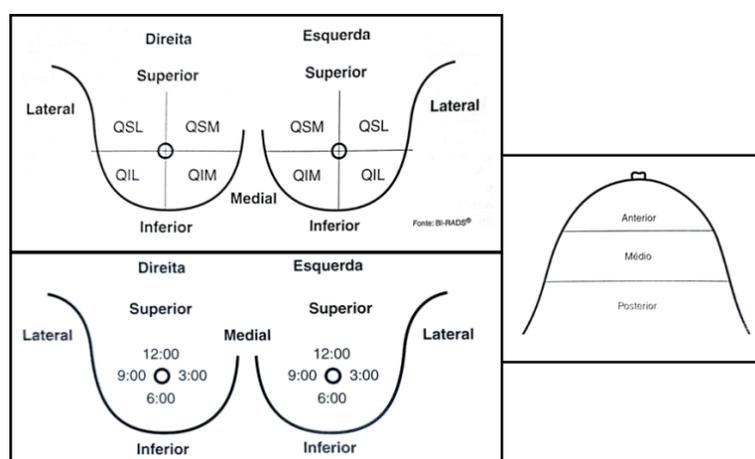


Figura 4 – Localização da lesão, onde: QSL e QSM significam, respectivamente, os quadrantes superior lateral e medial; QIL e QIM representam, respectivamente, os quadrantes inferior lateral e medial (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

Quanto ao diagnóstico, a mamografia é considerada o padrão ouro da atualidade, uma vez que é um método simples e capaz de demonstrar as estruturas de importância da mama. Ela ainda é muito representativa no rastreamento e no diagnóstico do câncer, sendo o rastreamento utilizado para detectar lesões não palpáveis em pacientes assintomáticas e o diagnóstico uma ferramenta de elucidação e investigação em pacientes com sintomas. Como as chances de desenvolvimento do câncer aumentam após a menopausa, o Ministério da Saúde recomenda a mamografia de rastreamento a cada dois anos para mulheres entre 50 e 69 anos (INCA, 2019).

É importante ainda lembrar que, embora sejam notáveis os seus benefícios, a mamografia não consegue ser efetiva em todos os casos. Os parâmetros de especificidade e sensibilidade já abordados mostram uma faceta pouco animadora do método. Ademais, para que a mama seja imobilizada durante o exame, a superposição de estruturas da mama seja reduzida e o contraste e nitidez aumentados, o mamógrafo necessita exercer uma compressão

na glândula que varia entre 11 kgf e 18 kgf. Em alguns casos, o técnico responsável pelo exame não aplica a compressão necessária por medo de causar desconforto à paciente, o que contribui com imagens de baixa qualidade. Por outro lado, uma compressão exagerada pode levar a rejeição do exame pela mulher tendo em vista o desconforto gerado (INCA, 2019). A Figura 5 faz a apresentação do dispositivo utilizado na mamografia.

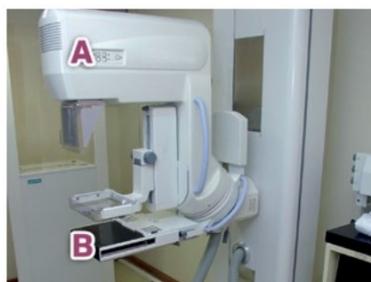


Figura 5 – Componentes do mamógrafo: em A, tubos de raio X; em B, *buck* (suporte para a mama (INCA, 2019).

Ainda conforme Inca (2019), a mamografia é um exame de difícil interpretação já que as glândulas mamárias se apresentam de formas distintas entre as mulheres, além do câncer ser uma doença muito heterogênea. Em complemento à dificuldade, a interpretação ainda fica refém da qualidade técnica do exame e do conhecimento da anatomia e patologia mamária pelo radiologista.

4. Fundamentação teórica

As técnicas de Monitoramento Estrutural, doravante SHM, trazem conceitos muito próximos dos necessários para a formulação de novas tecnologias para a investigação do câncer de mama. Conforme Silva Junior (2018), o processo de SHM, utilizado para detecção de danos em estruturas, depende de um acompanhamento de uso que contenha respostas dinâmicas da estrutura analisada ao longo do tempo. Em outras palavras, é necessário que se tenha uma base de dados (conhecida como *baseline*, a qual se refere a um sistema sem dano) que permita, através da comparação de estados, dizer se uma estrutura possui ou não um dano. Em linhas gerais, um dano pode ser definido como a alteração em um sistema estrutural que ocasione perda do desempenho desse sistema frente àquilo que lhe compete realizar.

A técnica de SHM mencionada utiliza, em geral, um estímulo mecânico para verificação de determinada estrutura. Uma excitação é gerada por algum tipo de atuador e a resposta do sistema é verificada a partir de sensores instalados de forma conveniente, método esse conhecido como impedância eletromecânica. Uma vez coletada a resposta, a comparação

citada anteriormente é realizada e então o estado da estrutura é determinado. No entanto, a técnica do estímulo mecânico não foi utilizada no trabalho em questão; se reservou para estudo um método análogo conhecido como impedância térmica.

A partir da nova abordagem, o objetivo torna-se observar a resposta térmica do sistema a partir de um fluxo de calor ao invés de um estímulo mecânico. A abordagem já foi utilizada por Guimarães, Phillip e Thery (1995) para estimativa da difusividade térmica no domínio da frequência e também por Borges, Sousa e Guimarães (2008) para a identificação de um sistema térmico tridimensional transiente, portanto sendo um conceito já conhecido.

O método é aplicável ao trabalho porque é possível estabelecer um sistema térmico equivalente e compará-lo a um sistema elétrico. Este artifício pode ser entendido a partir da Figura 6, na qual uma parede plana é submetida a convecção em $X = 0$ e em $X = L$ e também a condução em seu interior.

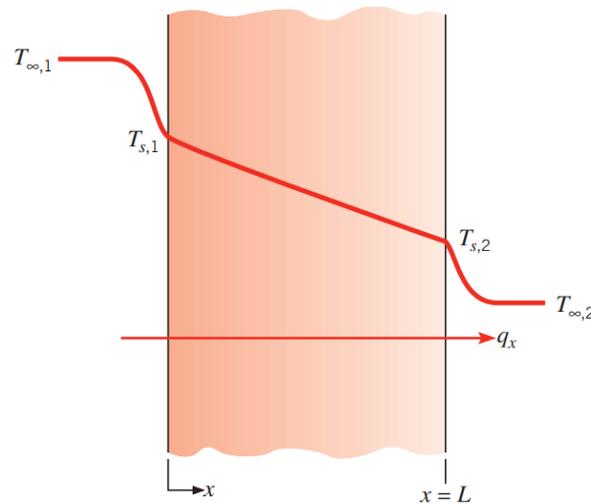


Figura 6 – Transferência de calor através de uma parede plana (INCROPERA et al., 2014).

Segundo Incropera et al. (2014), existe uma analogia entre os conceitos de difusão de calor e de carga elétrica, de forma que uma resistência elétrica se associe à condução de eletricidade e uma resistência térmica à condução de calor. Assim, aplicando a Lei de Fourier (Eq. 1) no modelo anterior e rearranjando a equação tomando a resistência como a relação entre um potencial motriz e a correspondente taxa de transferência é possível escrever uma expressão para resistência térmica do circuito (Eq. 2).

$$q_x = -kA \frac{dT}{dx} = \frac{kA}{L} (T_{s,1} - T_{s,2}) \quad (1)$$

$$R_{t,cond} = \frac{(T_{s,1} - T_{s,2})}{q_x} = \frac{L}{kA} \quad (2)$$

Onde q_x representa o calor que atravessa a parede plana do modelo, k é a condutividade térmica do material, A é a área perpendicular à direção da transferência de calor, L é o comprimento da parede plana do modelo, $T_{s,1}$ e $T_{s,2}$ são, respectivamente, as temperaturas nas superfícies 1 e 2 da parede plana.

Da mesma forma, para meios convectivos, a mesma analogia pode ser aplicada. Partindo da Lei do resfriamento de Newton (Eq. 3) e rearranjando a equação tomando a resistência como a relação entre um potencial motriz e a correspondente taxa de transferência é possível escrever uma expressão para resistência térmica do circuito (Eq. 4).

$$q_x = hA(T_s - T_\infty) \quad (3)$$

$$R_{t,conv} = \frac{(T_s - T_\infty)}{q_x} = \frac{1}{hA} \quad (4)$$

Onde h representa o coeficiente convectivo, T_∞ é a temperatura ambiente, T_s a temperatura da superfície, L e A são as mesmas variáveis já conhecidas.

De fato, a abordagem da resistência térmica mencionada apenas é válida para casos especiais de transferência de calor unidirecional, sem geração interna de energia e regime permanente. Como o modelo térmico associado ao tecido humano (Figura 7) possui como características os efeitos de geração e transitoriedade, além de ser tridimensional, se faz necessário lançar mão da impedância térmica que traz em seu bojo os conceitos que atendem as características mencionadas. Portanto, a impedância térmica será definida como a relação entre a diferença de temperatura transiente e fluxo de calor transiente.

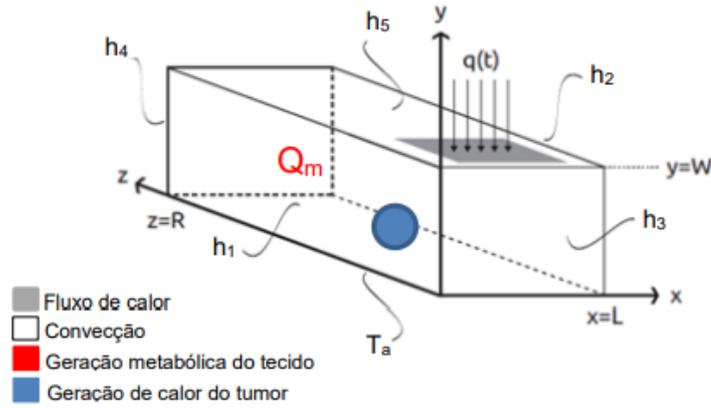


Figura 7 – Esquema de um problema térmico em um tecido humano (MENEGAZ, 2018).

Este modelo busca a maior proximidade das condições reais de um tecido mamário e, por isso, apresenta superfícies expostas a meios convectivos ($X=0$, $X=L$, $Z=0$, $Z=R$ e $Y = W$) e temperaturas prescritas ($Y=0$). Além dessas condições, o modelo prevê também a geração de calor própria do tecido e a geração provocada pelo aumento do metabolismo local em casos onde há inclusão. O problema térmico representado pode ser modelado matematicamente a partir da equação de biotransferência de calor, também conhecida como equação de Pennes (Eq. 5).

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + k \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + k \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \omega_s \rho_s c_s (T_a - T) + Q_m + Q_p(x, y, z) \quad (5)$$

Sujeita às condições de contorno

$$-k \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=0} = q(\tau)$$

Com as superfícies remanescentes expostas a um meio convectivo.

Na Eq. (5), ρ é a massa específica do tecido, c é o calor específico do tecido, k é a condutividade térmica do tecido, ω_s é a perfusão sanguínea, ρ_s é a massa específica do sangue, Q_m é a geração de calor metabólico do tecido, $Q_p(x, y, z)$ é a geração de calor de um tumor imposta em uma certa região, T a temperatura do tecido e T_a a temperatura do sangue arterial.

A Eq. (5) pode ser escrita como

$$\rho c \frac{\partial W}{\partial t} = k \frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + k \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} + k \frac{\partial^2 W}{\partial z^2} + [Q_m + Q_p(x, y, z)] e^{u^2 \alpha t} \quad (6)$$

Onde $u^2 = w_s \rho_s c_s / k$ e $T(x, y, z, t) = W(x, y, z, t) = W(x, y, z, t) e^{-u^2 \alpha t}$.

A solução da Eq. (4) pode ser obtida usando-se o conceito de funções de Green, ou seja,

$$\begin{aligned} W(x, y, z, t) = & \alpha \int_0^t \iint G(x', y', z', t - \tau) e^{u^2 \alpha \tau} \frac{q(\tau)}{k} \Big|_{x'=0} d\tau dy' dz' \\ & + \frac{\alpha}{k} \int_0^t \iiint G(x', y', z', t - \tau) e^{u^2 \alpha \tau} [Q_m \\ & + Q_p(x, y, z)] dx' dy' dz' d\tau \end{aligned} \quad (7)$$

podendo também ser escrita da forma como mostra a Eq. (8).

$$\begin{aligned} W(x, y, z, t) = & \frac{\alpha}{k} \int_0^t \iiint G(x', y', z', t - \tau) + Q_p(x, y, z) dx' dy' dz' d\tau \\ & + \frac{\alpha}{k} \int_0^t \iint G(x', y', z', -\tau) e^{u^2 \alpha \tau} \frac{q(\tau)}{k} \Big|_{x'=0} d\tau dy' dz' \end{aligned} \quad (8)$$

Enquanto isso,

$$\theta(x, y, z, t) = \frac{\alpha}{k} \int_0^t \iint G(x', y', z', t - \tau) e^{u^2 \alpha \tau} \frac{q(\tau)}{k} \Big|_{x'=0} d\tau dy' dz' \quad (9)$$

ou

$$\theta(x, y, z, t) = \int_0^t h(x, y, z, t - \tau) q(\tau) d\tau \quad (10)$$

onde

$$\begin{aligned} \theta(x, y, z, t) = & W(x, y, z, t) \\ & - \int_0^t \iiint G(x', y', z', t - \tau) e^{u^2 \alpha t} [Q_m \\ & + Q_p(x, y, z)] dx' dy' dz' d\tau \end{aligned} \quad (11)$$

Ainda tem-se que

$$h = \frac{\alpha}{k} \iint G(x', y', z', t - \tau) e^{u^2 \alpha t} dy' dz' \quad (12)$$

Na Eq. (10), $h(x, y, z, t - \tau)$ representa a função de transferência do sistema térmico.

De modo a simplificar os cálculos, a análise anterior pode ser realizada no domínio s da transformada direta de Laplace. Desse modo, a relação de convolução mostrada na Eq. (8) se transforma no produto no domínio s , como

$$\theta(s) = h(s) \cdot q(s) \quad (13)$$

Portanto, a impedância térmica pode ser encontrada como

$$Z(s) = h(s) = \frac{\theta(s)}{q(s)} \quad (14)$$

onde $Z(s)$ representa a impedância térmica, ou seja, ela é a própria função de transferência do sistema térmico. Para obter a resposta no domínio do tempo, basta realizar a transformada inversa de Laplace.

Embora os conceitos sejam apresentados a partir de artifícios matemáticos como a transformada de Laplace, no trabalho em questão a mudança para o domínio da frequência foi realizada com o auxílio da transformada de Fourier. A motivação para a sua utilização é que a transformada em si possui rotinas numéricas eficientes já implementadas (como a FFT, do inglês *Fast Fourier Transform*), fato esse que torna a manipulação dos dados menos complexa. Para efeitos de formalização, a Eq. (15) traz a definição matemática da transformada de Fourier.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt \quad (15)$$

onde $F(\omega)$ representa a transformada de Fourier da função $f(t)$ e ω a frequência angular.

A transformada de Hilbert, no atual contexto, se encaixa como uma análise complementar. Segundo Ondra, Sever e Schwingshackl (2016), a transformada de Hilbert é uma transformação integral da mesma família das transformadas de Fourier, sendo definida como

$$\tilde{H}(\omega) = \frac{-1}{i\pi} p.v. \int_{-\infty}^{\infty} \frac{H(\Omega)}{\Omega - \omega} d\Omega \quad (16)$$

Onde $\tilde{H}(\omega)$ representa a transformada de Hilbert da função de resposta em frequência $H(\Omega)$, ω é a frequência angular e $p.v.$ o valor principal de Cauchy da integral.

Diferente da transformada de Fourier, a transformada de Hilbert não altera o domínio dos sinais ao ser aplicada, ou seja, ela não é uma forma para representar um sinal em outro domínio. Isso é uma informação importante porque enquanto Fourier não altera o dado, Hilbert o muda completamente mantendo-o no mesmo domínio e alterando sua fase em $\frac{-\pi}{2}$. Inicialmente esse comportamento pode não parecer vantajoso, mas o principal motivo do estudo dessa transformada neste trabalho é mesmo a possível independência do *baseline* que ela pode proporcionar. Ainda segundo Ondra, Sever e Schwingshackl (2016), é possível comparar dados de resposta em frequência com a sua transformada de Hilbert a partir de índices de não linearidade. Caso esses dois sinais fossem iguais, o sistema estaria livre de não linearidade (que neste trabalho se configura como uma inclusão); de maneira contrária, sinais distintos representariam um sistema não linear, isto é, com inclusão. A grande vantagem seria o estabelecimento de padrões de detecção a partir de técnicas de inteligência artificial, os quais livrariam o método da análise de um estado ideal (*baseline*). Logo, a investigação deste método é importante para que novas vertentes do atual trabalho sejam factíveis.

O tratamento de sinais realizado pelas transformadas apenas faz sentido quando aliado a uma técnica estatística capaz de quantificar as diferenças existentes entre tais sinais. É aqui que nasce o conceito das métricas de dano, as quais representam índices aptos a apontarem (ou não) a presença de uma inclusão. Para tanto, uma implementação em *software* de engenharia foi utilizada para que a diferença entre um estado corrente e um *baseline* fosse computada, diferença essa que quando comparada a um limiar de dano (*threshold*) era capaz de identificar a inclusão.

Se tratando de métrica de dano, distintas abordagens podem ser empregadas. No entanto, para este trabalho a métrica RMSD (Desvio Médio da Raiz Quadrada) foi escolhida para ser a única utilizada, sendo tal escolha pautada nos resultados favoráveis a seu uso apontados por Palomino (2008). O seu cálculo é evidenciado na Eq. (17).

$$RMSD = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left\{ \frac{[Re(Z_{1,i}) - Re(Z_{2,i})]^2}{n} \right\}} \quad (17)$$

Onde $Re(Z_{1,i})$ representa a parte real da impedância sem danos em uma frequência i , $Re(Z_{2,i})$ indica a parte real da impedância sob um novo estado e n é o número de pontos de frequência utilizados na medição.

Para o cálculo do *threshold* foi necessária a utilização do Conceito Estatístico de Processo (SPC) para a determinação dos Limites de Controle Superior e Inferior (LCS e LCI) dos índices de dano. Para tal análise apenas o limiar superior é importante, sendo que a sua obtenção se deu a partir do conceito de intervalo de confiança. Esse último foi estabelecido para o valor médio μ_x com base na média da amostra \bar{x} conforme

$$\left[\bar{x} - \frac{\sigma_x Z_{\alpha/2}}{\sqrt{N}} \leq \mu_x < \bar{x} + \frac{\sigma_x Z_{\alpha/2}}{\sqrt{N}} \right] \quad (18)$$

Onde μ_x e σ_x representam, respectivamente, a média da população e o desvio padrão, \bar{x} é a média amostral, N indica o tamanho da amostra e $Z_{\alpha/2}$ é a variável padronizada com base em um nível de significância $\alpha = 5\%$ dada por

$$Z = \frac{\bar{x} - \mu_x}{\sigma_x} \quad (19)$$

Como σ_x é desconhecido, os intervalos de confiança para a média μ_x e variância σ_x^2 devem ser determinados considerando uma amostra de tamanho N a partir de

$$\left[\bar{x} - \frac{s t_{v;\alpha/2}}{\sqrt{n}} \leq \mu_x < \bar{x} + \frac{s t_{v;\alpha/2}}{\sqrt{n}} \right], v = N - 1 \quad (20)$$

$$\left[\frac{vs^2}{\chi_{v;\alpha/2}^2} \leq \sigma_x^2 < \frac{vs^2}{\chi_{v;1-\alpha/2}^2} \right], v = N - 1 \quad (21)$$

onde s^2 é a variância amostral, $t_{v;\alpha/2}$ é uma variável t de *student* e $\chi_{v;\alpha/2}^2$ é uma variável Qui-Quadrado com v graus de liberdade.

Por fim, o LCS (que é o próprio *threshold*) pode ser calculado por

$$PZT_{Threshold} = \mu_{X_{MAX}} + 3\sigma_{X_{MAX}} \quad (22)$$

onde $\mu_{X_{MAX}}$ e $\sigma_{X_{MAX}}$ representam, respectivamente, o limite superior para a média da população e o limite superior para o desvio padrão da população.

5. Metodologia

O presente trabalho foi dividido em duas grandes etapas: a primeira consistiu no estudo do ambiente de simulação (COMSOL *Multiphysics*) e a segunda nas simulações propriamente ditas com posterior tratamento matemático/estatístico. Esta seção se preocupará em elucidar tais etapas, bem como as características importantes dos *softwares* utilizados em cada uma.

5.1. Primeira etapa

A primeira etapa consistiu no estudo no ambiente de simulação COMSOL *Multiphysics*, onde foram então observados a interface e os conceitos aplicados pelo *software* para obtenção de resultados. Conforme Santos (2018), COMSOL *Multiphysics* é um dos diversos *softwares* comerciais que utiliza o conhecido Método de Elementos Finitos (MEF) na obtenção de soluções aproximadas para problemas complexos. Nele, o usuário faz a definição do domínio do problema, condições iniciais e de contorno, determina parâmetros físicos relevantes, indica as propriedades termofísicas dos materiais envolvidos dentro do domínio do problema e aponta o nível de discretização necessário a solução desejada. O MEF em si se apresenta como uma excelente forma de solução para problemas de geometria complexa, uma vez que realiza a divisão dessa geometria em várias partes menores (elementos) que são conectadas por pontos denominados nós, os quais em conjunto formam a malha (SANTOS, 2018). Conforme Tabatabaian (2014), a geometria do elemento pode ser de distintas formas: triangular, tetraédrica, quadrilátera ou hexagonal; COMSOL *Multiphysics* utiliza, por padrão para modelos tridimensionais, a geometria tetraédrica.

Para o trabalho em questão, dois problemas térmicos de solução conhecida foram inicialmente trabalhados na primeira etapa. Essa abordagem foi adotada para validação das primeiras simulações no *software*, de forma que fosse consolidado o correto entendimento da ferramenta. O primeiro problema trabalhado foi a distribuição de temperatura em regime permanente (solução bidimensional) de um sólido com geometria quadrada em aço AISI 304 ($k = 14,9 \text{ W/mK}$ e $\alpha = 3,95 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$) submetido as seguintes condições de contorno:

- Fluxo de Calor de 5000 W/m^2 em $x = 0$;
- Convecção ($h = 150 \text{ W/m}^2\text{K}$ e $T_\infty = 20 \text{ }^\circ\text{C}$) em $x = 0,25 \text{ m}$, $y = 0$ e $y = 0,25 \text{ m}$;
- Geração de Calor no sólido de 10^5 W/m^3 .

O esquema do problema relatado é mostrado na Figura 8. A solução do COMSOL *Multiphysics* e a sua comparação qualitativa com outra solução já conhecida (obtida por implementação no *software* MATLAB) serão abordadas na seção seguinte.

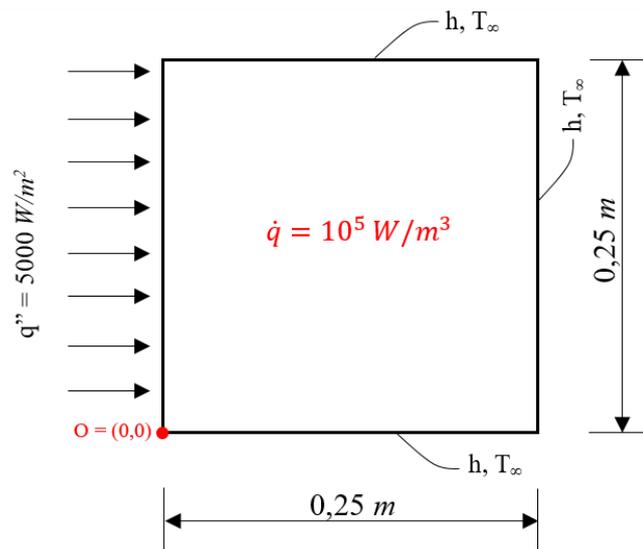


Figura 8 – Esquema do problema térmico.

Posteriormente foi trabalhada a solução unidimensional em regime transiente do clássico problema de condução X22, o qual se caracteriza por uma placa submetida a um fluxo de calor constante e isolada na superfície oposta (FERNANDES, 2009). O corpo do teste possuía um comprimento $L = 0,01 \text{ m}$ e era do mesmo material utilizado no problema anterior, sendo submetido a um fluxo de calor imposto igual a 10^5 W/m^2 . O esquema do problema relatado é mostrado na Figura 9. A solução do COMSOL *Multiphysics* e a sua comparação quantitativa com outra solução já conhecida (obtida por implementação no *software* MATLAB) serão abordadas na seção seguinte.

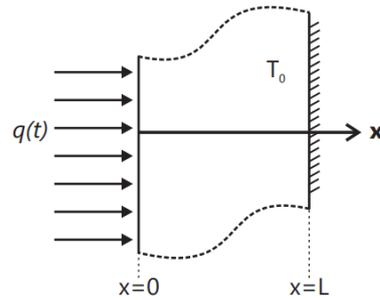


Figura 9 – Esquema do clássico problema de condução X22 (FERNANDES, 2009).

Na sequência, um teste envolvendo o modelo anatômico virtual da mama foi realizado. O modelo virtual mencionado (também conhecido como fantoma padrão da mama) foi obtido a partir de escaneamento 3D previamente realizado, o qual gerou a geometria apresentada na Figura 10.

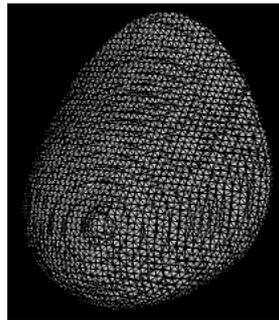


Figura 10 – Resultado do escaneamento do fantoma padrão da mama.

Neste último teste o módulo de biotransferência de calor do COMSOL *Multiphysics* foi utilizado. Quando a interface física de biotransferência é adicionada, três itens padrão são adicionados à árvore de construção do modelo: tecido biológico (com um subitem de bioaquecimento padrão), isolamento térmico e valores iniciais (COMSOL, 2022). Como o teste possuía uma inclusão esférica com diâmetro de 22 mm adicionada, um novo item padrão de tecido biológico teve de ser inserido para que o efeito do tumor fosse computado. Ademais, o modelo para simulação contou com superfície externa submetida a convecção ($h = 5 \text{ W/m}^2\text{K}$ e $T_\infty = 20 \text{ }^\circ\text{C}$) e superfície base com temperatura prescrita ($37 \text{ }^\circ\text{C}$). A solução obtida será abordada na seção seguinte.

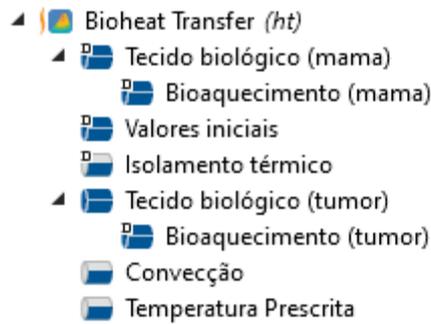


Figura 11 – Árvore de projeto do COMSOL *Multiphysics*.

A utilização da interface física de biotransferência implica na resolução, pelo COMSOL *Multiphysics*, da equação de biotransferência de calor usando a aproximação desenvolvida por Pennes (Eq. 5). Os valores dos termos termofísicos da equação foram extraídos do trabalho de Menegaz (2018) e são mostrados na Tabela 1 e Tabela 2.

Tabela 1 – Propriedades Termofísicas da mama e tumor (MENEGAZ, 2018).

	Condutividade Térmica (W/mK)	Densidade (kg/m ³)	Calor Específico (J/kgK)	Geração de Calor Metabólico (W/m ³)
Tecido Glandular	0,49	1090	3000	450
Tumor Maligno (D = 2,2 cm)	0,49	1090	3500	7767,4

Tabela 2 – Propriedades Termofísicas do Sangue (MENEGAZ, 2018).

	Temperatura Arterial (°C)	Calor Específico (J/kgK)	Taxa de Perfusão Sanguínea (ml/s/ml)	Densidade (kg/m ³)
Sangue	37	3650	0,00042	1069

Ao final da primeira etapa, um teste de malha foi realizado a fim de se atestar a qualidade do resultado que cada nível de discretização poderia gerar. A comparação entre as malhas é fundamental para que o recurso computacional seja empregado de forma eficiente, uma vez que não é justificável a utilização de uma malha mais fina em casos onde um nível menor de discretização pode fornecer o mesmo resultado para a exatidão requerida. Para o trabalho em questão, três diferentes tipos de malha foram testados no *software* COMSOL

Multiphysics: extra grosseira, normal e extrafina. Para a realização do teste, um ponto aleatório tomado na superfície do modelo (Figura 12) teve a temperatura avaliada, após o fim da simulação, nos três casos de discretização. As condições de contorno para o teste foram as mesmas empregadas no último teste envolvendo a interface física de biotransferência.

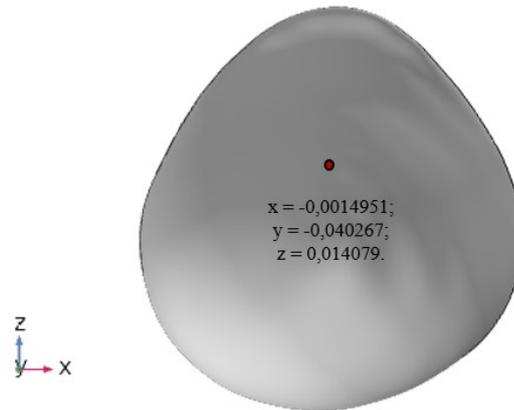


Figura 12 – Ponto avaliado.

Uma vez já conhecida a metodologia aplicada no teste, será apresentada na Figura 13 a comparação dos resultados de temperatura coletados nas três diferentes malhas avaliadas. A análise foi realizada no *software* MATLAB a partir de dados gerados pelo *software* COMSOL *Multiphysics*.

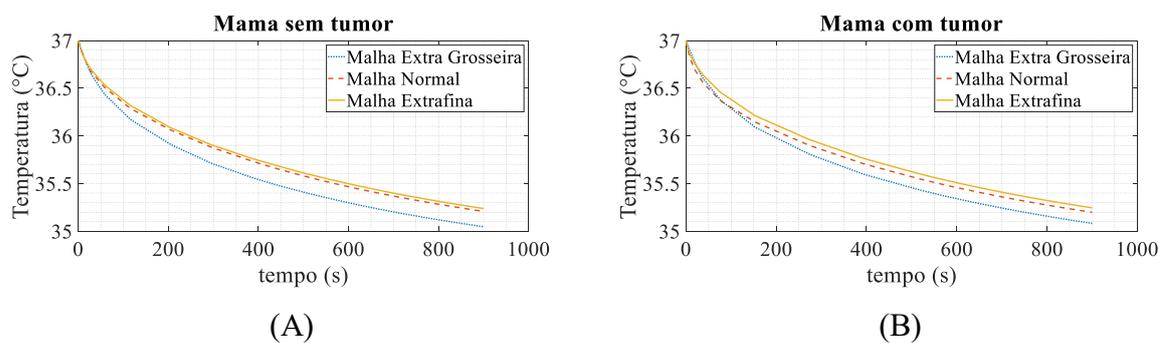


Figura 13 – (A) Comparação entre os resultados de temperatura para a mama sadia nas diferentes malhas; (B) Comparação entre os resultados de temperatura para a mama com tumor nas diferentes malhas.

Para o caso mais grosseiro, a malha completa consistiu de 491 elementos de domínio, 350 elementos de fronteira e 41 elementos de borda. Em contrapartida, para o caso intermediário de discretização, a malha completa consistiu de 2905 elementos de domínio, 948 elementos de fronteira e 66 elementos de borda. Já no caso mais refinado, a malha completa

consistiu de 58.916 elementos de domínio, 5262 elementos de fronteira e 142 elementos de borda.

Assumindo as temperaturas calculadas a partir da malha extrafina como exatas, o percentual de erro relativo em virtude da utilização das outras malhas em ambos casos (com e sem tumor) são apresentados na Figura 14.

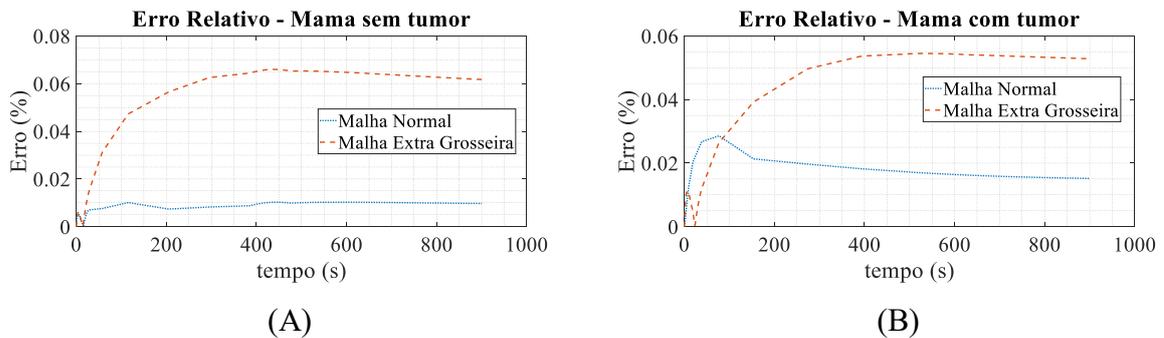


Figura 14 – (A) Percentual de erro relativo para os resultados obtidos com a malha normal e extra grosseira em relação a malha extrafina na mama sadia; (B) Percentual de erro relativo para os resultados obtidos com a malha normal e extra grosseira em relação a malha extrafina na mama com tumor.

Os resultados permitem inferir que a utilização da malha normal foi suficiente para a simulação final, uma vez que os percentuais de erro relativo se mantiveram baixos (inferiores a 0,04 %).

5.1. Segunda etapa

A segunda etapa consistiu nas simulações finais com posterior tratamento matemático/estatístico. A proposta foi analisar cinco pontos da superfície do modelo virtual da mama, os quais foram dispostos como mostra a Figura 15.

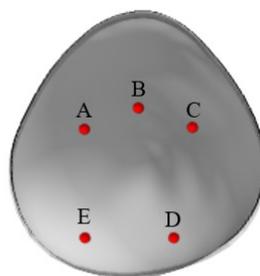


Figura 15 – Disposição dos pontos avaliados.

Uma inclusão de 10 mm de diâmetro foi adicionada no quadrante superior lateral (tendo em vista ser a região mais acometida pelo câncer), sendo o modelo exposto as seguintes condições de contorno:

- Superfície externa submetida a convecção ($h = 5 \text{ W/m}^2\text{K}$ e $T_\infty = 20 \text{ }^\circ\text{C}$);
- Base do modelo com temperatura prescrita ($37 \text{ }^\circ\text{C}$);
- Fluxo de calor periódico de 800 W/m^2 modulado por onda quadrada na superfície externa.

A temperatura inicial do modelo foi de $37,15 \text{ }^\circ\text{C}$.

Para cada ponto foram avaliados os valores de fluxo e temperatura, informações suficientes para o cálculo da impedância térmica. Para cada ponto, 16 arquivos de dados foram gerados, os quais foram dispostos da seguinte forma: quatro arquivos de *baseline*, quatro arquivos com o tumor localizado simultaneamente no QSL e na região do terço anterior (condição doravante denominada TA), quatro arquivos com o tumor localizado simultaneamente no QSL e na região do terço médio (condição doravante denominada TM) e quatro arquivos com o tumor localizado simultaneamente no QSL e na região do terço posterior (condição doravante denominada TP).

Uma vez finalizadas as simulações e coletados os dados de temperatura e fluxo em cada ponto, as transformadas de Fourier e Hilbert foram computadas para então a impedância térmica ser calculada (conforme descrito na fundamentação teórica). Na sequência também foi realizado o tratamento estatístico (cálculo de métricas e limiar de dano) conforme já abordado e enfim plotado os gráficos-resultado. Toda a parte final de cálculo supracitada foi realizada a partir de implementação no *software* MATLAB. Os resultados dessa análise final também serão avaliados da seção seguinte.

Deve-se observar, na Eq. (10), que a impedância térmica é dependente do valor e da posição do tumor, assim como do metabolismo. Entretanto, como o objetivo desse trabalho é a proposta de detecção da presença ou não do tumor para o cálculo da impedância, apenas os valores da temperatura e fluxo de calor na superfície foram considerados. Esse procedimento prescinde, entretanto, do conhecimento prévio da presença ou não do tumor. Todavia, considera que a sua influência física está presente na temperatura superficial como indica a Eq. (10).

6. Análises e resultados

Esta seção se preocupará com a exposição dos resultados obtidos ao longo da metodologia descrita, resultados esses que serão apresentados de forma separada a se saber: resultados obtidos a partir dos testes iniciais no *software* COMSOL *Multiphysics* e resultados das simulações finais.

6.1. Resultados dos testes iniciais

O primeiro resultado a ser apresentado é o referente à verificação da distribuição de temperatura em regime permanente (solução bidimensional) de um sólido com geometria quadrada em aço AISI 304. Na Figura 16 estão discriminadas a solução através do *software* COMSOL *Multiphysics*, bem como outra obtida utilizando o *software* MATLAB.

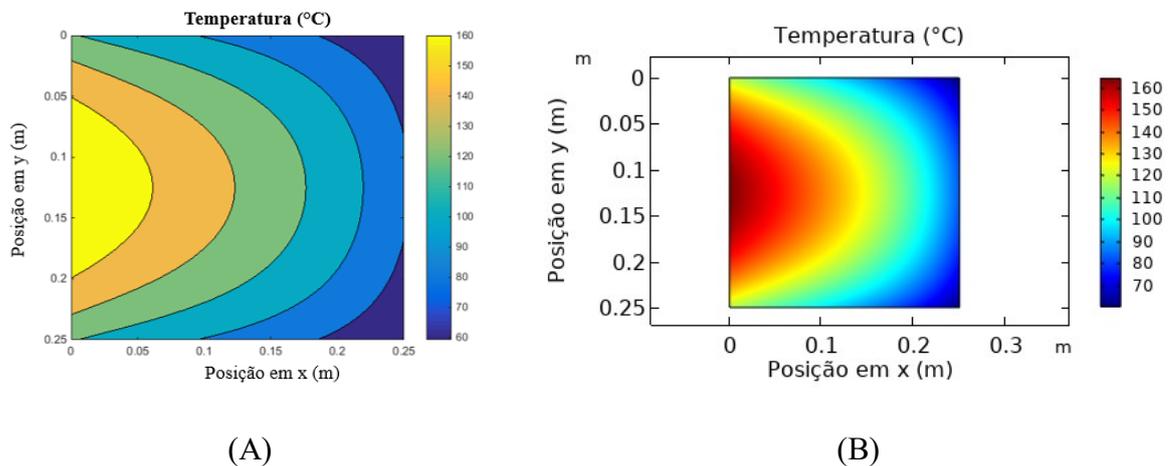


Figura 16 – (A) Solução MATLAB; (B) Solução COMSOL *Multiphysics*, com malha normal.

Para o primeiro teste não foi estabelecida uma comparação quantitativa. No entanto, de forma qualitativa, é possível inferir que a solução obtida pelo *software* COMSOL *Multiphysics* é semelhante àquela encontrada no *software* MATLAB, apresentando apenas uma singela distorção na extremidade oposta àquela submetida ao fluxo de calor. Essa percepção garante que a utilização do primeiro *software* foi conduzida de forma coerente, produzindo resultados confiáveis.

O segundo resultado a ser apresentado é o referente a solução unidimensional em regime transiente do clássico problema de condução X22. A Figura 17 mostrará o gráfico do *software* COMSOL *Multiphysics* e uma comparação dos resultados obtidos a partir do primeiro programa citado e o *software* MATLAB. O tempo de teste foi de 60 s.

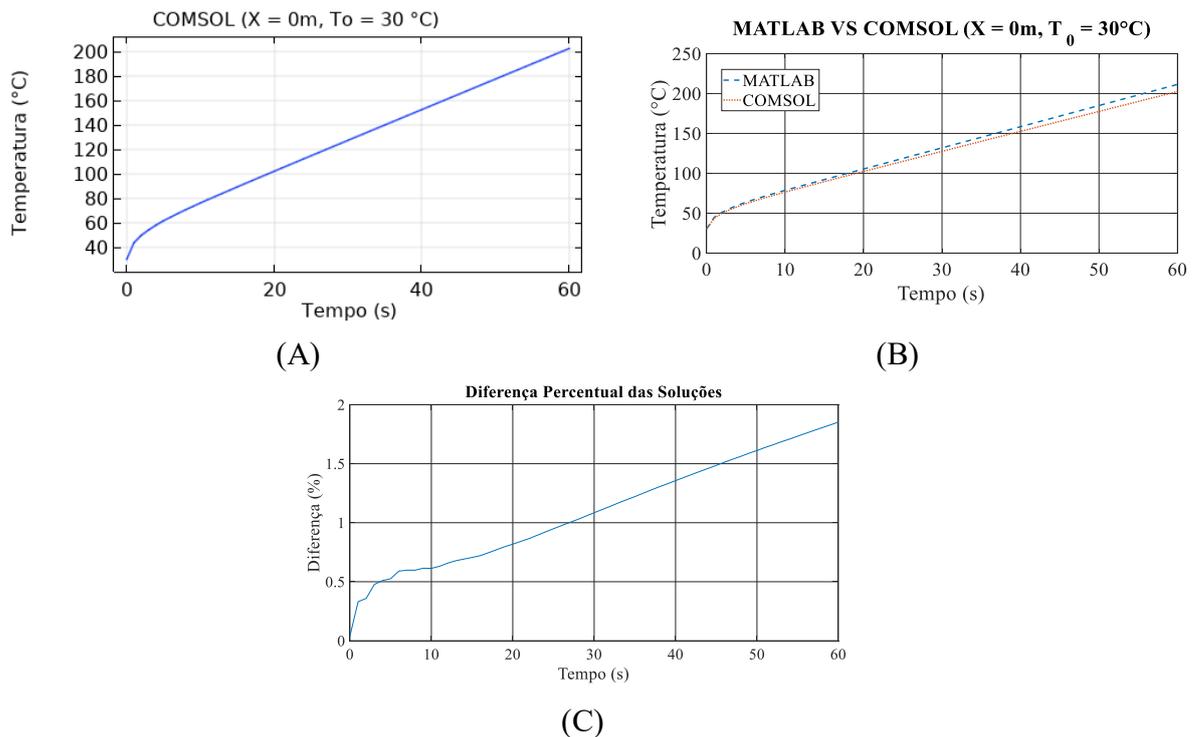


Figura 17 – (A) Solução COMSOL *Multiphysics*, malha extrafina e $dt = 0,01s$; (B) Comparação entre a solução MATLAB e COMSOL *Multiphysics* para o mesmo problema; (C) Diferença percentual entre as temperaturas dos modelos MATLAB e COMSOL.

Para o presente teste, uma comparação quantitativa foi estabelecida. A análise demonstrou que a diferença na distribuição de temperatura ao longo do tempo para a posição $X = 0$ m da placa foi crescendo a medida que o teste se desenvolvia. No entanto, tal variação se manteve comportada, ficando abaixo de 2 % ao final da simulação. Uma vez sendo a solução do *software* MATLAB confiável, é possível deduzir que a utilização do primeiro *software* foi conduzida de forma coerente, produzindo resultados confiáveis.

Por fim, será apresentado agora os resultados do teste com o módulo de biotransferência de calor do *software* COMSOL *Multiphysics*. A solução alcançada não possui outra respectiva do *software* MATLAB, sendo então julgada apenas pelo conhecimento acadêmico prévio em transferência de calor. O tempo de teste foi de 900 s.

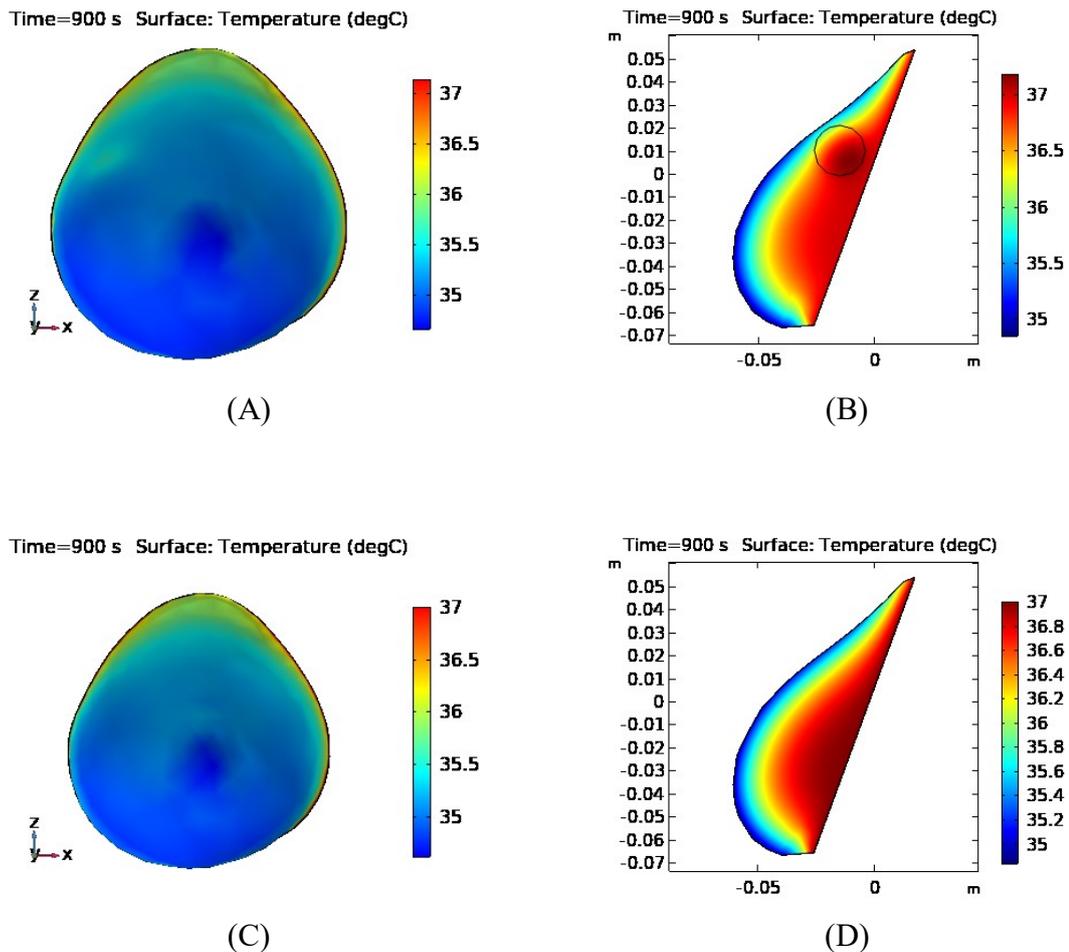


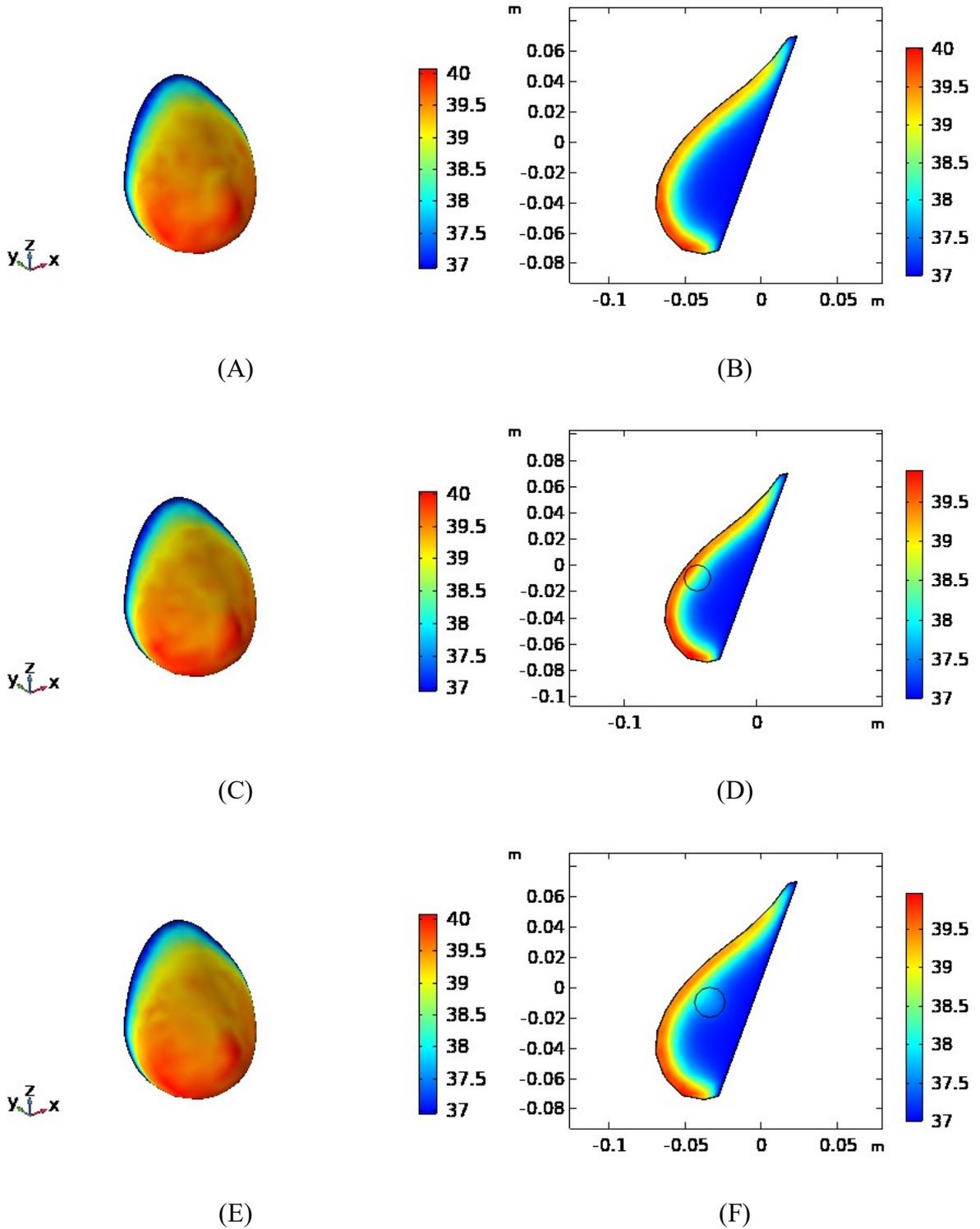
Figura 18 – (A) Distribuição de temperatura na superfície em $t = 900$ s, com tumor; (B) Distribuição de temperatura no plano central do fantoma em $t = 900$ s, com tumor; (C) Distribuição de temperatura na superfície em $t = 900$ s, sem tumor; (D) Distribuição de temperatura no plano central do fantoma em $t = 900$ s, sem tumor. Todas as soluções são do *software* COMSOL *Multiphysics*, com malha normal, $dt = 1$ s e temperatura inicial do corpo igual a $37,15$ °C.

Como observado, o teste buscou estabelecer uma comparação da distribuição de temperatura no fantoma padrão em duas condições distintas: com e sem tumor. A distorção da isoterma é clara na presença do tumor, distorção essa que se traduz em uma anomalia na distribuição de temperatura da superfície em (A). Em (B), o corte no plano central do fantoma também apresenta a distorção da isoterma causada pela presença da inclusão.

6.2. Resultados das simulações finais

Agora serão mostrados os resultados referentes as simulações finais. Como foram simulados casos de mama sadia e com tumor, sendo essa última condição composta de três

subcasos (TA, TM e TP), serão apresentadas quatro imagens térmicas: caso *baseline* (mama sadia), mama com tumor no terço anterior, mama com tumor no terço médio e mama com tumor no terço posterior. A Figura 19 traz consigo imagens de todas as situações mencionadas.



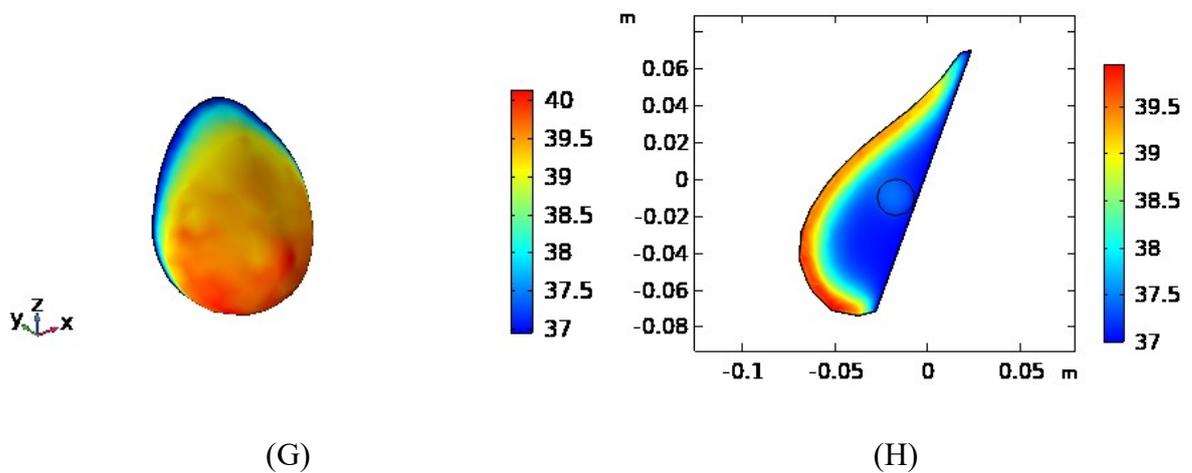
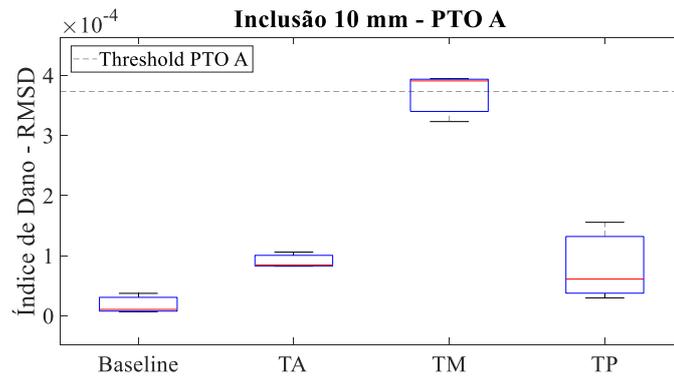


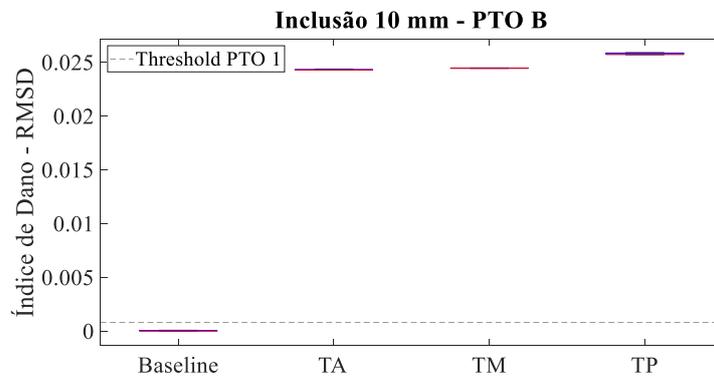
Figura 19 – Imagens térmicas da mama nas diferentes condições de simulação: (A) *baseline* e (B) seção transversal da mama na condição *baseline*; (C) TA e (D) seção transversal da mama na condição TA; (E) TM e (F) seção transversal da mama na condição TM; (G) TP e (H) seção transversal da mama na condição TP.

As imagens das seções transversais do modelo são importantes para que se observe a distorção da isoterma devida a presença da inclusão de 10 mm. Já as demais imagens são interessantes para que se observe a distribuição de temperatura ao longo da superfície do modelo. O fluxo imposto foi definido de modo a causar um incremento de, no máximo, 5 °C da temperatura inicial.

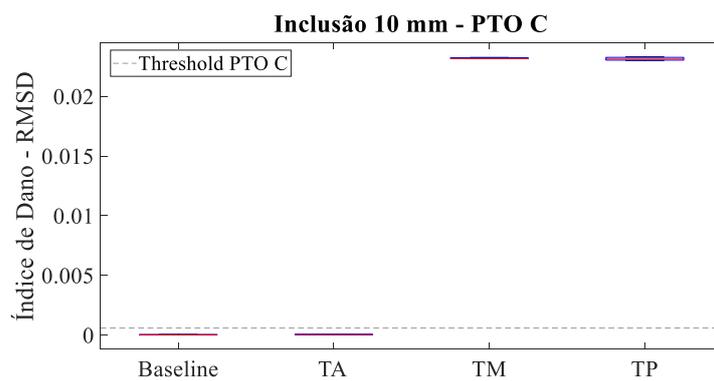
Além das imagens térmicas, foram gerados cinco diagramas de caixa, um para cada ponto analisado. Cada diagrama traz consigo o valor da métrica RMSD de cada condição simulada (*baseline*, TA, TM e TP), bem como o respectivo valor de *threshold* do conjunto de dados. É importante lembrar ainda que tais diagramas foram gerados a partir dos dados da transformada de Fourier e de Hilbert, sendo então constituídos dois conjuntos com 5 gráficos cada. A Figura 20 traz consigo os diagramas mencionados para os dados da transformada de Fourier, enquanto a Figura 21 mostrará os diagramas para os dados da transformada de Hilbert.



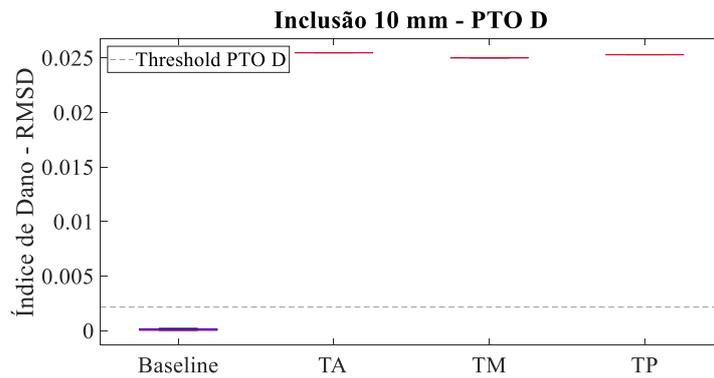
(A)



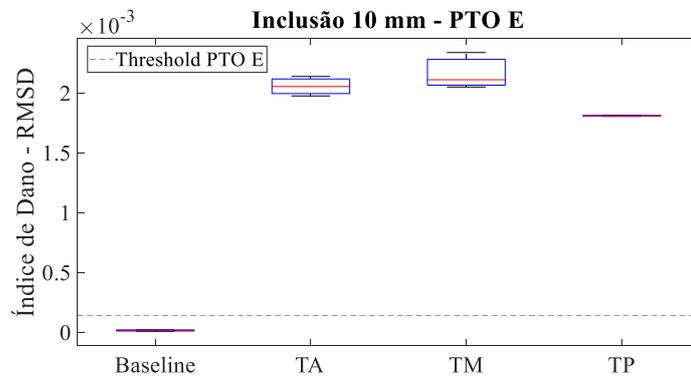
(B)



(C)

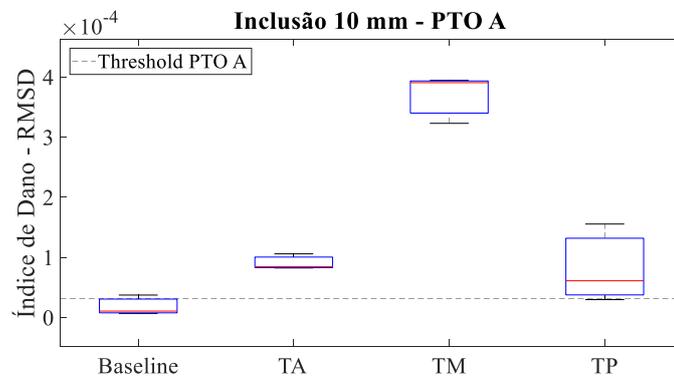


(D)

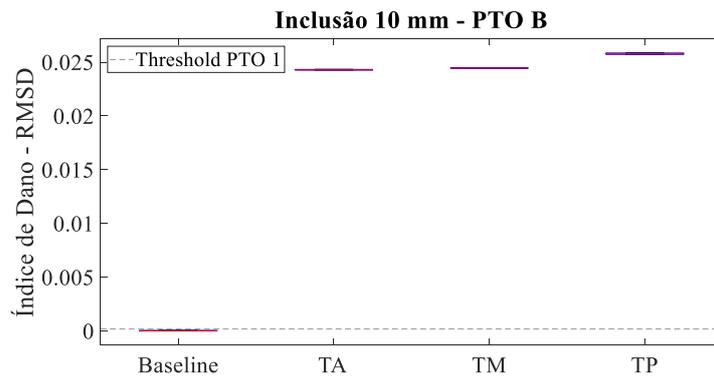


(E)

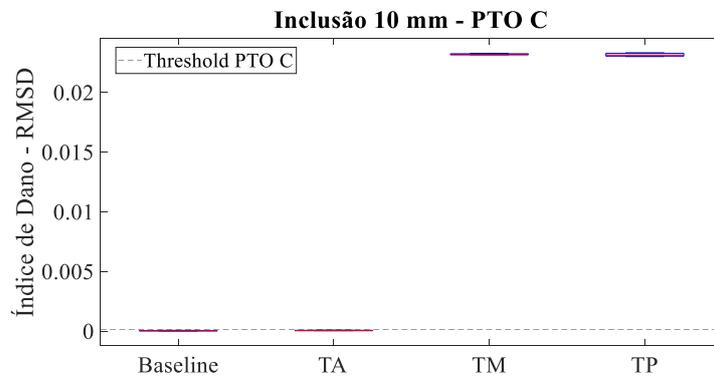
Figura 20 – Diagramas de caixa dos pontos analisados a partir dos dados da transformada de Fourier: (A) Ponto A; (B) Ponto B; (C) Ponto C; (D) Ponto D; (E) Ponto E.



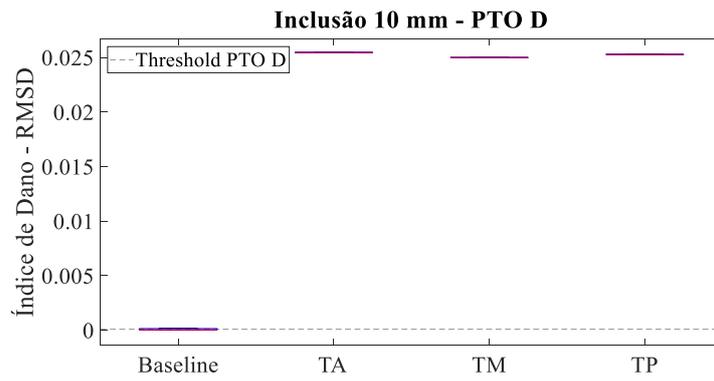
(A)



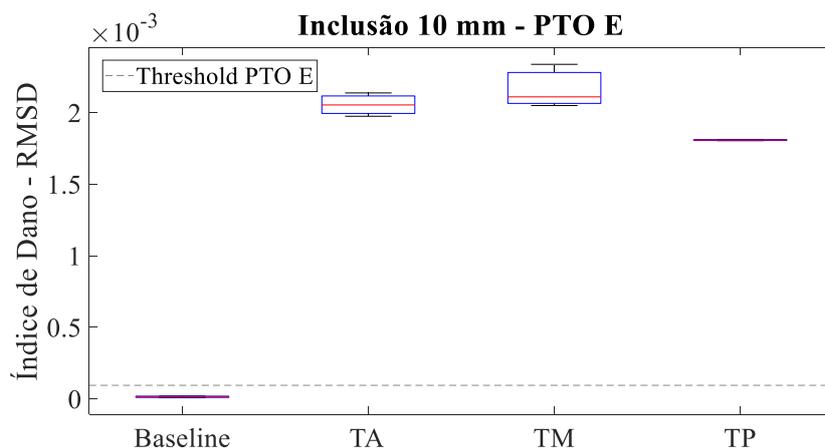
(B)



(C)



(D)



(E)

Figura 21 – Diagramas de caixa dos pontos analisados a partir dos dados da transformada de Hilbert: (A) Ponto A; (B) Ponto B; (C) Ponto C; (D) Ponto D; (E) Ponto E.

Os diagramas apresentados são de fácil interpretação. Basta que seja observada a mediana de cada caixa em cada caso de simulação: caso ela esteja acima da linha tracejada (*threshold*), significa então que o valor da métrica RMSD indica a presença de um tumor. De forma resumida, os resultados dos diagramas são mostrados na Tabela 3.

Tabela 3 – Resumo dos resultados dos diagramas de caixa.

A inclusão de 10 mm foi detectada?			
Dados de Fourier			
Ponto	TA	TM	TP
A	Não	Sim	Não
B	Sim	Sim	Sim
C	Não	Sim	Sim
D	Sim	Sim	Sim
E	Sim	Sim	Sim
Dados de Hilbert			
Ponto	TA	TM	TP
A	Sim	Sim	Sim
B	Sim	Sim	Sim
C	Não	Sim	Sim
D	Sim	Sim	Sim
E	Sim	Sim	Sim

Comparando os resultados do presente trabalho com os alcançados por Saad (2020), é possível perceber o parcial sucesso da simulação a partir dos dados de Fourier e o total êxito a partir dos dados de Hilbert. O autor mencionado realizou um teste real utilizando o fantoma

padrão da mama que gerou o modelo tridimensional utilizado nas simulações do *software* COMSOL *Multiphysics*. Em seu trabalho, Saad (2020) também fez a análise de detecção de uma inclusão com diâmetro de 10 mm em três diferentes profundidades. O teste real também contou com um aquecimento externo, dessa vez provocado por uma lâmpada de 60 W; o tempo com e sem aquecimento utilizado foi igual ao período da onda quadrada que modulou o fluxo de calor da simulação do *software* COMSOL *Multiphysics*. A Figura 22 mostra a posição dos transdutores térmicos utilizados pelo autor durante a medição.

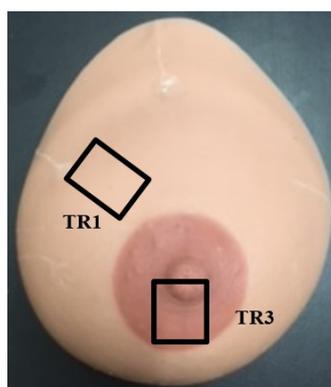


Figura 22 – Fantoma padrão com a representação dos transdutores térmicos (SAAD, 2020).

Conforme observado, o transdutor TR1 muito se aproxima da localização do Ponto A analisado (observar Figura 15); portanto, a comparação será realizada com os resultados obtidos para o ponto A. A Figura 23 apresenta o resultado obtido por Saad (2020) para o transdutor mencionado.

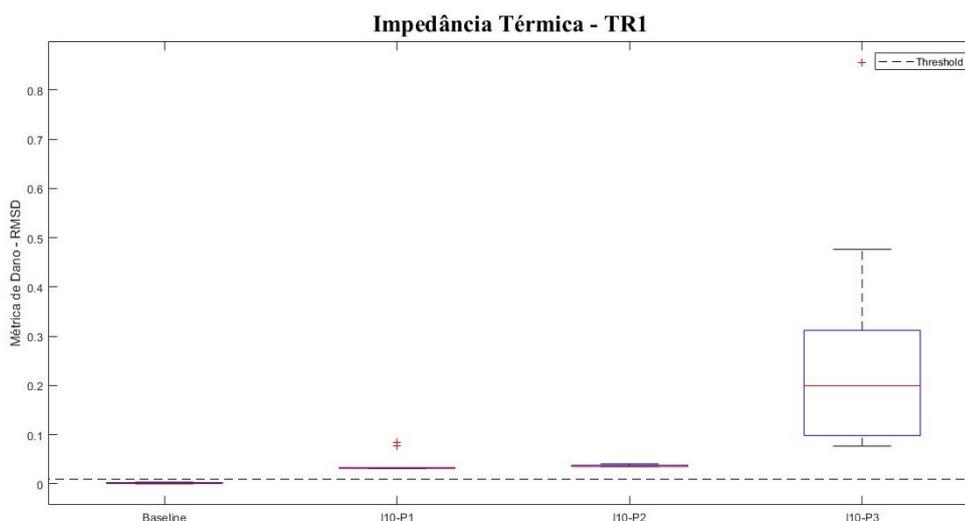


Figura 23 – Resultado obtido para o transdutor TR1 (SAAD, 2020). I10-P1, I10-P2 e I10-P3 podem ser entendidos como testes com inclusões de 10 mm localizadas, respectivamente, nas posições TA, TM e TP.

A Tabela 4 mostra um resumo da comparação entre os resultados apresentados nos diagramas caixa.

Tabela 4 – Resumo da comparação dos resultados.

A inclusão de 10 mm foi detectada?		
Dados de Fourier		
Posição	Simulação do COMSOL <i>Multiphysics</i>	Teste real com fantoma padrão
TA	Não	Sim
TM	Sim	Sim
TP	Não	Sim
Dados de Hilbert		
Posição	Simulação do COMSOL <i>Multiphysics</i>	Teste real com fantoma padrão
TA	Sim	Sim
TM	Sim	Sim
TP	Sim	Sim

Conforme apresentado, as conclusões não foram, em todos os casos, as mesmas em ambos trabalhos para a condição analisada a partir dos dados de Fourier; ajustes no modelo simulado são, portanto, bem-vindos para que os resultados coincidam em 100 % dos casos. Em contrapartida, as conclusões foram as mesmas em ambos trabalhos para a condição analisada a partir dos dados de Hilbert; tal fato faz crer que a simulação no *software* COMSOL *Multiphysics* esteja contribuindo com resultados confiáveis.

7. Considerações Finais

O presente projeto de fim de curso surgiu da necessidade do desenvolvimento de novas técnicas de detecção do câncer de mama, haja vista que os métodos atuais mais difundidos não são acessíveis em casos nos quais a mulher seja cadeirante ou tenha mobilidade reduzida. Além disso, há também a necessidade de diagnósticos mais assertivos, isto é, exames que proporcionem menor margem de erro e que, ao mesmo tempo, demonstrem por si só informações que contribuirão com um tratamento mais direcionado.

Os testes aqui explicados constituíram uma continuação direta do trabalho realizado por Menegaz (2018), se diferenciando por terem sido simulados via Método de Elementos Finitos ao invés de tratados de forma empírica como anteriormente. Pode-se dizer, ainda, que o presente trabalho se restringiu apenas ao método de impedância térmica aliado ao conceito das transformadas de Fourier e Hilbert, enquanto o trabalho de Menegaz (2018) se preocupou também com o método de impedância eletromecânica, mas sem abordar a transformada de Hilbert.

A ideia de utilizar o ambiente virtual de simulação surgiu no intuito de tornar o experimento mais acessível a alterações do modelo, sem que a alteração seja onerosa sob o ponto de vista técnico e financeiro. Uma vez consolidado um ensaio virtual válido, distintos modelos poderiam ser testados sem que as mudanças representassem um entrave para o estudo. Como já era do desejo, desde o trabalho de Menegaz (2018), a continuação dos estudos da impedância térmica, foi então decidido abordá-la no presente projeto.

De todos os casos avaliados nas simulações com a transformada de Fourier, apenas o ponto A (nas condições TA e TP) e o ponto C (na condição TA) tiveram dificuldades na detecção da inclusão. Em contrapartida, para a avaliação com acréscimo da transformada de Hilbert, apenas o ponto C (na condição TA) teve dificuldades na detecção da inclusão. Dessa forma, é possível perceber que os resultados obtidos foram promissores, os quais confirmaram mais uma vez que os princípios de impedância térmica em conjunto com as transformadas de Fourier e Hilbert podem constituir uma poderosa ferramenta para o diagnóstico de câncer de mama.

Como perspectivas futuras, pode-se listar o estudo de distintas combinações de fluxo de calor prescrito com inclusões de diferentes diâmetros, a fim de que se formalize a sensibilidade do método no que tange o diagnóstico final. Ademais, estudos mais profundos da transformada de Hilbert são necessários também para que se entenda a relação da sua aplicação com a sensibilidade do método, haja vista a melhora dos resultados a partir da sua utilização conforme ficou demonstrado.

Referências

AGUILLAR, V. L. N.; BAUAB, S. P.; MARANHÃO, N. M. *Mama: diagnóstico por imagem: mamografia, ultra-sonografia, ressonância magnética*. 1ª. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2009.

BERGAMASCO, Roselena Bazilli; ANGELO, Margareth. O sofrimento de descobrir-se com câncer de mama: como o diagnóstico é experienciado pela mulher. *Revista Brasileira de Cancerologia*, Rio de Janeiro, v. 47, n. 3, p. 277-282, 2001.

BORGES, V. L.; SOUSA, P. F. B.; GUIMARÃES, G. Experimental determination of thermal conductivity and diffusivity using a partially heated surface method without heat flux transducer. *Inverse Problems in Science and Engineering*, v. 16, n. 8, p. 1047–1067, 2008. <https://doi.org/10.1080/17415970802166659>.

CARNEY, P. A.; MIGLIORETTI, D. L.; YANKASKAS, B. C.; KERLIKOWSKA, K.; ROSENBERG, R.; RUTTER, C. M.; GELLER, B. M.; ABRAHAM, L. A.; TAPLIN, S. H.; DIGNAN, M.; CUTTER, G.; BALLARD-BARBASH, R. Individual and Combined Effects of Age, Breast Density, and Hormone Replacement Therapy Use on the Accuracy of Screening Mammography. *American College of Physicians–American Society of Internal Medicine*, v. 138, p. 168-175, 2003. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-138-3-200302040-00008>.

COMSOL. Theory for Bioheat Transfer: the bioheat equation. The Bioheat Equation. Disponível em: https://doc.comsol.com/5.5/doc/com.comsol.help.heat/heat_ug_theory.07.10.html. Acesso em: 02 mar. 2022.

FERNANDES, Ana Paula. *Funções de Green: soluções analíticas aplicadas a problemas inversos em condução de calor*. 2009. 145 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2009.

GUIMARÃES, G.; PHILIPPI, P. C.; THERY, P. Use of parameters estimation method in the frequency domain for the simultaneous estimation of thermal diffusivity and conductivity. *Review of Scientific Instruments*, v. 66, n. 3, p. 2582-2588, 1995. <https://doi.org/10.1063/1.1145592>.

INCA. *Atualização em mamografia para técnicos em radiologia*. 2. ed. Rio de Janeiro: Inca, 2019.

INCA. Estatísticas de câncer. 2022. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/numeros-de-cancer>. Acesso em: 24 fev. 2022.

INCA. O que é o câncer? 2022. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/o-que-e-cancer>. Acesso em: 24 fev. 2022.

INCA. Hábitos saudáveis podem reduzir incidência de câncer de mama em 13% e poupar mais de R\$ 100 milhões no SUS. 2022. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/noticias/habitos-saudaveis-podem-reduzir-incidencia-de-cancer-de-mama-em-13-e-poupar-mais-de-r-100>. Acesso em: 24 fev. 2022.

INCROPERA, F. P. et al. Fundamentos de Transferência de Calor e de Massa – Sétima Edição. Editora LTC. 2014.

MENEGAZ, Gabriela Lima. USO DOS MÉTODOS DE IMPEDÂNCIA ELETROMECAÂNICA E TÉRMICA PARA A DETECÇÃO DE INCLUSÕES VISANDO A APLICAÇÃO EM TUMORES MAMÁRIOS. 2018. 132 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2018.

REDE CÂNCER. Rio de Janeiro: Inca, 17 abr. 2012. Trimestral.

SAAD, Iago Smanio. Estudo da detecção de inclusões usando o método de impedância térmica visando a aplicação em tumores mamários. Uberlândia: [S.N.], 2020. 25 p.

SANTOS, Vinícius Lopes Vilaça. Análise numérica do escoamento e do comportamento térmico de um secador solar ativo misto utilizando COMSOL Multiphysics. 2018. 85 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia da Energia, Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2018.

TABATABAIAN, Mehrzad. COMSOL for Engineers. Mercury Learning and Information, 2014.

VILLARREAL, Oscar Ariel Martí. OTIMIZAÇÃO DA MAMOGRAFIA DIGITAL VARIANDO A GLANDULARIDADE. 2019. 122 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Física, Universidade Estadual de Santa Cruz, Ilhéus, 2019.

ONDRA, V.; SEVER, I.A.; SCHWINGSHACKL, C.W.. A method for detection and characterisation of structural non-linearities using the Hilbert transform and neural networks, Mech. Syst. Signal Process. (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.ymsp.2016.06.008>.