

GABRIELA LIMA MENEGAZ

USO DOS MÉTODOS DE IMPEDÂNCIA
ELETROMECÂNICA E TÉRMICA PARA A DETECÇÃO
DE INCLUSÕES VISANDO A APLICAÇÃO EM
TUMORES MAMÁRIOS



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2018

GABRIELA LIMA MENEGAZ

**USO DOS MÉTODOS DE IMPEDÂNCIA
ELETROMECÂNICA E TÉRMICA PARA A DETECÇÃO
DE INCLUSÕES VISANDO A APLICAÇÃO EM TUMORES
MAMÁRIOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Coorientador: Prof Dr. Gilmar Guimarães

UBERLÂNDIA – MG

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

M541u Menegaz, Gabriela Lima, 1989-
2018 Uso dos métodos de impedância eletromecânica e térmica para a
detecção de inclusões visando a aplicação em tumores mamários /
Gabriela Lima Menegaz. - 2018.
132 f. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
Coorientador: Gilmar Guimarães.
Tese (doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2018.59>
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Impedância (Eletricidade) -
Teses. 3. Eletromecânica - Teses. 4. Mamas - Exame - Teses. I. Araújo,
Cleudmar Amaral de. II. Guimarães, Gilmar. III. Universidade Federal
de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
IV. Título.

CDU: 621



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA



ALUNA: Gabriela Lima Menegaz

NÚMERO DE MATRÍCULA: 11413EMC015

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

LINHA DE PESQUISA: Engenharia Biomecânica

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA: NÍVEL DOUTORADO

TÍTULO DA TESE:

“Uso dos Métodos de Impedância Eletromecânica e Térmica para a Detecção de Inclusões visando a Aplicação em Tumores Mamários”

ORIENTADOR: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Gilmar Guimarães

A Tese foi **APROVADA** em reunião pública, realizada no Anfiteatro A do Bloco 50, Campus Santa Mônica, em 09 de março de 2018, às 14:00 horas, com a seguinte Banca Examinadora:

NOME	ASSINATURA
Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo	UFU
Prof. Dr. Gilmar Guimarães	UFU
Prof. Dr. Roberto Mendes Finzi Neto	UFU
Prof. Dr. Daniel Dall'Onder dos Santos	UFU
Profa. Dra. Aura Conci	UFF
Dr. Jorge Vincente Lopes da Silva	CTI

Uberlândia, 09 de março de 2018

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus por me proteger, me guiar pelos melhores caminhos, por todas as oportunidades que tive até hoje e por ter me ajudado a alcançar mais esta etapa. Agradeço também por todas as pessoas especiais que colocou e coloca, a cada dia, na minha vida. Por isso, não poderia deixar de agradecer-las.

Agradeço imensamente a minha mãe, Flávia, por sempre acreditar em mim e apoiar as minhas decisões. Agradeço por todo o amor, carinho, amizade, força. Você é meu exemplo e inspiração. Também agradeço à minha irmã, Mariana, por ser mais do que uma irmã, ser uma amiga e companheira que sei que estará ao meu lado sempre.

À minha madrinha Dóris, agradeço por ser uma mãe para todas nós, por estar ao nosso lado nos momentos bons e ruins, por me apoiar e incentivar de todas as formas para que eu alcance os meus sonhos. Agradeço ao meu pai por acreditar no meu potencial e me incentivar a nunca desistir. Obrigada a toda minha família pelo amor e por me acompanharem, mesmo quando a distância geográfica nos separa. Aos meus avós Baba e Keka (*in memoriam*), Vó João (*in memoriam*) e Vó Delcy agradeço por me ensinarem a seguir meu coração, pensando no bem das pessoas e sem nunca se esquecer dos nossos valores.

Ao Breno e a toda a sua família, que são pessoas mais do que especiais. Obrigada por me apoiarem e torcerem pelo meu sucesso. Agradeço por me acolherem com tanto carinho e sempre me receberem cheios de alegria e amor

Ao Prof. Gilmar tenho imensa gratidão por me acompanhar durante esta trajetória, orientando e ensinando com muita paciência e alegria os fundamentos de uma nova área de pesquisa. Agradeço ao Prof. Cleudmar, que desde a iniciação científica me orienta e sempre confiou em mim. Ao Prof. Roberto Finzi por ter acreditado nas nossas ideias e apoiado o trabalho desde o início.

À Karina, que mais do que uma amiga, me auxiliou como uma orientadora na execução deste trabalho. Obrigada pela amizade, pelas palavras de carinho e incentivo, por todos os ensinamentos técnicos que você dividiu comigo e por acreditar nas minhas ideias.

Às minhas eternas amigas Letícia, Andressa e Thalita, obrigada por todos esses anos de amizade verdadeira. Agradeço por ter vocês como amigas e por estarem ao meu lado em todos os momentos, sempre me apoiando, incentivando e me fazendo dar boas risadas.

Aos meus amigos da Engenharia Mecânica, especialmente àqueles que fizeram parte comigo da 80ª turma, agradeço por ter a amizade de vocês. Tenho certeza que mesmo estando longe e, mesmo que se passem muitos anos, vocês estarão sempre ao meu lado, torcendo por mim.

À todos os meus amigos do Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM), especialmente à Morgana, Carol, Marcília, Denize, Isadora, Larissa, Thiago, Sérgio, Elton, Márcio, Neto, Renato e Lucas, por estarem ao meu lado dia-a-dia, dividindo os aprendizados e as risadas. Aos técnicos do LPM, Diego e Profeta, por toda contribuição técnica dada na realização dos ensaios do projeto.

Aos alunos do Laboratório de Mecânica das Estruturas (LMEst) e do Laboratório de Transferência de Calor Modelagem e Experimento (LTMCE) pela amizade e por dividirem os conhecimentos das áreas interdisciplinares aplicadas neste trabalho, especialmente Alisson, Gabi, Sidney, Raquel e Marcelo, e a secretária Lu.

À Universidade Federal de Uberlândia, à Faculdade de Engenharia Mecânica e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica por disponibilizarem toda a infraestrutura para a realização desse curso. Agradeço, especialmente, aos professores pelo conhecimento passado durante a minha formação, desde a graduação. E às secretárias do Programa de Pós-Graduação Cris, Kelly e Lu, por serem sempre estarem disponíveis para me ajudar em vários momentos até a conclusão desta etapa.

Aos órgãos de fomento CAPES, CNPq e FAPEMIG pelos apoios financeiros concedidos durante o desenvolvimento deste projeto.

MENEGAZ, Gabriela Lima. Uso dos Métodos de Impedância Eletromecânica e Térmica para a Detecção de Inclusões visando a Aplicação em Tumores Mamários. 2018. 132 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2018. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

RESUMO

O câncer de mama é um problema de saúde pública e possui a maior incidência e mortalidade na população feminina em todo o mundo. A detecção precoce do câncer de mama é essencial para redução da morbidade e mortalidade associadas a esta doença. Alguns dos métodos usados para detecção dos tumores mamários são a ultrassonografia, a imagem por ressonância magnética (MRI), a tomografia por emissão de pósitrons (PET), a tomossíntese e a mamografia, recomendada como técnica de rastreamento. Cada um dos métodos apresenta vantagens e desvantagens, como provocar desconforto ao paciente durante a realização dos exames, possíveis reações ao agente de contraste, emissão de radiação, dependência do operador para análise dos resultados, dificuldade de detecção em tecidos densos, falta de acessibilidade para pessoas com deficiência ou baixa mobilidade, alto custo e produção de rejeitos radioativos. O objetivo principal deste trabalho é aplicar os métodos de impedância eletromecânica e térmica na detecção de inclusões para que possam ser futuramente usados como técnicas alternativas às já existentes na identificação de tumores mamários. A aplicação do método da impedância eletromecânica que utiliza transdutores piezelétricos, atuando simultaneamente como sensor e atuador, acoplados à estrutura analisada permite o monitoramento das mudanças da massa, rigidez e/ou amortecimento e a consequente detecção da inclusão. O mesmo procedimento é aplicado no método da impedância térmica que, por sua vez, consiste na razão entre a variação da resposta da temperatura superficial da estrutura em função da aplicação de um fluxo de calor externo. A detecção das inclusões torna-se possível devido a definições de métricas de dano que são parâmetros estatísticos capazes de representar numericamente a diferença entre duas medições antes e após o dano. A metodologia proposta é validada experimentalmente através da aplicação em materiais hiperplásticos de geometria simples e complexa. Amostras de silicone e modelos de aplicação médica são analisadas. Os métodos de impedância propostos apontaram, preliminarmente, para uma maior sensibilidade da técnica a inclusões menores, de 10 mm de diâmetro para os testes realizados. Além disso, observou-se que o aquecimento externo imposto aos modelos e a presença de geração de calor nas inclusões auxiliou na detecção. Um teste qualitativo foi realizado *in vivo* para a análise do potencial de uso da impedância eletromecânica em aplicações clínicas. Este trabalho apresenta contribuições importantes, não só no campo da engenharia biomecânica, mas também na análise do comportamento estrutural, ampliando as aplicações de técnicas de dano em materiais hiperelásticos, assim como, propondo o uso da impedância térmica como um novo parâmetro para identificação de inclusões ou falhas estruturais em ensaios não destrutivos.

Palavras chave: Impedância Eletromecânica, Impedância térmica, Detecção de inclusões, Materiais hiperelásticos, Mama, Ensaios não destrutivos.

MENEGAZ, Gabriela Lima. Use of Electromechanical and Thermal Impedance Methods for the Detection of Inclusions for Application in Mammary Tumors. 2018. 132 f. PhD Thesis – (Mechanical Engineering PhD) - Federal University of Uberlândia, Uberlândia, 2018.

ABSTRACT

Breast cancer is a public health problem and has the highest incidence and mortality in the female population worldwide. Early detection of breast cancer is essential for reducing the morbidity and mortality associated with this disease. Some of the methods used to detect breast tumors are ultrasonography, magnetic resonance imaging (MRI), positron emission tomography (PET), tomosynthesis and mammography, which is recommended as a screening technique. Each method has its advantages and disadvantages, such as discomfort to the patient during the exams, possible reactions to the contrast agent, radiation emission, operator dependence for the analysis of results, difficulty for detection in dense tissues, lack of accessibility for people with disabilities or low mobility, high cost and radioactive waste production. The main objective of this work is to apply the electromechanical and thermal impedance methods in the detection of inclusions, in order to be used, in the future, as alternative techniques to those already existent for the identification of breast tumors. The application of the electromechanical impedance method using piezoelectric transducers, acting simultaneously as a sensor and actuator, coupled to the analyzed structure allows the monitoring of mass, rigidity and/or damping variations, and consequent detection of the inclusion. The same procedure is applied in the thermal impedance method, which consists of the ratio between the gradient of the surface temperature response of the structure as a function of the application of an external heat flow. The detection of inclusions is possible due to the damage metrics that are statistical parameters capable of numerically representing the difference between two measurements before and after the damage. The proposed methodology is validated experimentally through the application in hyperplastic materials of simple and complex geometry. Silicone samples and medical application models are analyzed. The proposed impedance methods preliminarily presented a higher sensitivity of the technique to smaller inclusions of 10 mm in diameter for the tests performed. In addition, it was observed that the external heating imposed on the models and the presence of heat generation in the inclusions aided in the detection. A qualitative test was performed in vivo to analyze the potential of the use of electromechanical impedance in clinical applications. This work presents important contributions not only in the field of biomechanical engineering, but also in the analysis of structural behavior, expanding the applications of damage techniques in hyperelastic materials, as well as proposing the use of thermal impedance as a new parameter for identification of inclusions or structural failures in nondestructive testing.

Keywords: *Electromechanical Impedance, Thermal Impedance, Inclusion Detection, Hyperelastic Materials, Breast, Non Destructive Testing.*

Lista de símbolos

C	Coeficiente de amortecimento
D	Vetor deslocamento elétrico
d	Tensor das constantes piezelétricas em deformação
d_{3x}^2	Constante de acoplamento piezelétrico
E	Vetor campo elétrico
f	Fase da corrente elétrica
j	Unidade imaginária $\sqrt{-1}$
k	Rigidez
l_a	Comprimento do PZT
m	Massa
M	Diferença média entre os sinais
n	Número de pontos de medição
$Re(\bar{Z}_1)$ e $Re(\bar{Z}_2)$	Médias das medições para as duas condições analisadas
$Re(Z_{1,i})$	Parte real da impedância da medição sem danos em uma frequência i
$Re(Z_{2,i})$	Parte real da impedância da medição de teste em uma frequência i
S	Desvio padrão das amostras
S_{Z_1}	Desvio padrão do sinal de impedância da referência
S_{Z_2}	Desvio padrão do sinal de impedância a ser comparado
S_k	Simetria da distribuição de probabilidade
t	Instante de tempo
T	Vetor das tensões
V	Amplitude
$V_i(\omega)$	Tensão elétrica de entrada do atuador PZT
w_a	Largura do PZT
$Y(\omega)$	Admitância elétrica do PZT
$Z_a(\omega)$	Impedância mecânica do atuador
$Z_s(\omega)$	Impedância mecânica da estrutura
δ	Fator de perda dielétrica do PZT
Δf	Deslocamento de frequência
ε_{33}^{-T}	Constante dielétrica do PZT com tensão mecânica nula
\bar{Y}_{22}^E	Módulo de Young do PZT com campo elétrico nulo

ε	Permissividade elétrica
η	Fator de perda mecânica do PZT
i	Corrente elétrica de saída
I	Amplitude da corrente elétrica
v	Tensão senoidal
ω	Frequência angular
k	Condutividade térmica
L	Espessura da parede
σ	Resistividade elétrica do condutor
T	Temperatura
$R_{t,cond}$	Resistência térmica por condução
q	Fluxo de calor
h	Coeficiente de troca de calor por convecção
T_{∞}	Temperatura do meio
A	Área da superfície
$R_{t,conv}$	Resistência térmica por convecção
ρ	Massa específica do tecido
c	Calor específico do tecido
ω_s	Perfusão sanguínea
ρ_s	Massa específica do sangue
c_s	Calor específico do sangue
Q_m	Geração de calor metabólico
Q_p	Geração de calor do tumor
T_a	Temperatura do sangue arterial
$Z(s)$	Impedância térmica
$H(s)$	Função transferência
$\theta(s)$	Gradiente de temperatura

Lista de siglas

IARC	International Agency for Research on Cancer
OMS	Organização Mundial da Saúde
MRI	Ressonância magnética
PET	Tomografia por emissão de pósitrons
FDA	Food and Drug Administration
SPECT	Tomografia computadorizada por emissão de fóton único
SHM	Structural Health Monitoring
PZT	Pastilha piezelética de Titanato Zirconato de Chumbo
BTHC	Balanced Temperature and Humidity Control
RMSD	Desvio Médio da Raiz Quadrada
PLA	Poli (ácido láctico)

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	1
INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivos	6
1.2. Estrutura da Tese	9
CAPÍTULO II	10
INTRODUÇÃO AO CÂNCER DE MAMA	10
2.1. O Câncer de Mama	10
2.2. Técnicas Convencionais de Detecção do Câncer de Mama	16
2.3. Classificação do Câncer de Mama	21
2.4. Tratamentos para o Câncer de Mama	30
CAPÍTULO III	35
MÉTODOS NÃO-CONVENCIONAIS PARA A DETECÇÃO DOS TUMORES MAMÁRIOS	35
3.1. Detecção de Tumores baseada na Técnica de Termografia	36
3.1.1. Fundamentos da técnica de termografia	36
3.1.2. Termografia na detecção de tumores mamários	38
3.2. Detecção de Tumores baseada em Propriedades Elétricas do Tecido	43
3.3. Detecção de Tumores baseada na Técnica de Elastografia	47
3.4. Comparação entre as Técnicas de Detecção de Tumores Mamários	49
CAPÍTULO IV	53
FUNDAMENTOS TEÓRICOS SOBRE MÉTODOS DE IMPEDÂNCIA ELETROMECHANICA E TÉRMICA USADOS NA PROPOSTA DE DETECÇÃO DE INCLUSÕES	53
4.1. Método da Impedância Eletromecânica	53

4.2. Método da Impedância Térmica	61
4.2.1. Sistema térmico equivalente	62
CAPÍTULO V	68
METODOLOGIA PROPOSTA E RESULTADOS PARA A DETECÇÃO DAS INCLUSÕES EM UM MODELO SIMPLIFICADO	68
5.1. Procedimento Experimental usando o Método da Impedância Eletromecânica	69
5.2. Detecção das Inclusões usando o Método da Impedância Eletromecânica	74
5.2.1. Detecção da inclusão de 10 mm	75
5.2.2. Detecção da inclusão de 20 mm	78
5.2.3. Detecção da inclusão de 30 mm	81
5.3. Detecção das Inclusões Pré – existentes usando o Método da Impedância Eletromecânica	84
5.4. Procedimento Experimental usando o Método da Impedância Térmica	88
5.5. Detecção das Inclusões usando o Método da Impedância Térmica	90
CAPÍTULO VI	94
METODOLOGIA PROPOSTA E RESULTADOS PARA A DETECÇÃO DAS INCLUSÕES EM UM MODELO ANATÔMICO DA MAMA	94
6.1. Procedimento Experimental	94
6.2. Detecção da Inclusão no Modelo da Mama usando o Método da Impedância Eletromecânica	97
6.2. Detecção da Inclusão Pré – existente no Modelo da Mama usando o Método da Impedância Eletromecânica	100
CAPÍTULO VII	105
APLICAÇÃO DO MÉTODO DA IMPEDÂNCIA ELETROMECÂNICA EM UMA MAMA IN VIVO	105
7.1. Seleção do Material de Fixação do Transdutor Piezelétrico	105
7.2. Procedimento Experimental para Aquisição dos Sinais de Impedância Eletromecânica	107
7.3. Detecção do Nódulo na Mama usando o Método da Impedância Eletromecânica	109
CAPÍTULO VIII	113

CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS	113
8.1. Conclusões	113
8.2. Perspectivas Futuras	117
CAPÍTULO IX	121
APÊNDICE	127



CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O câncer é um problema de saúde pública, especialmente entre os países em desenvolvimento, como o Brasil. Segundo o documento *World Cancer Report 2014* elaborado pela *International Agency for Research on Cancer (IARC)*, da Organização Mundial da Saúde (OMS), estima-se que nesses países, em 2025, o impacto do câncer na população corresponda a 80 % dos mais de 20 milhões de novos casos.

O projeto Globocan/IARC, em 2012, apontou que os tipos de câncer mais incidentes no mundo foram pulmão (1,8 milhão), mama (1,7 milhão), intestino (1,4 milhão) e próstata (1,1 milhão). Nos homens, os mais frequentes foram pulmão (16,7 %), próstata (15,0 %), intestino (10,0 %), estômago (8,5 %) e fígado (7,5 %). Em mulheres, as maiores incidências foram de câncer de mama (25,2 %), intestino (9,2 %), pulmão (8,7 %), colo do útero (7,9 %) e estômago (4,8 %) (INCA, 2015).

As estimativas mais recentes para o Brasil se referem ao biênio 2016-2017, em que foram apontados cerca de 600 mil novos casos de câncer. Com exceção do câncer de pele não melanoma (aproximadamente 180 mil casos novos), ocorreram cerca de 420 mil casos novos de câncer. O perfil epidemiológico observado assemelha-se ao da América Latina e do Caribe, onde os cânceres de próstata (61 mil) em homens e mama (58 mil) em mulheres são os mais frequentes. Os tipos de cânceres mais frequentes em homens são próstata (28,6 %), pulmão (8,1 %), intestino (7,8 %), estômago (6,0 %) e cavidade oral (5,2 %). Nas mulheres, os cânceres de mama (28,1 %), intestino (8,6 %), colo do útero (7,9 %), pulmão (5,3 %) e estômago (3,7 %) estão entre os principais (INCA, 2015). A Figura 1.1 mostra a distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes, por sexo, estimados para 2016.

Localização Primária	Casos	%	Homens	Mulheres	Localização Primária	Casos	%
Próstata	61.200	28,6%			Mama feminina	57.960	28,1%
Traqueia, Brônquio e Pulmão	17.330	8,1%			Cólon e Reto	17.620	8,6%
Cólon e Reto	16.660	7,8%			Colo do útero	16.340	7,9%
Estômago	12.920	6,0%			Traqueia, Brônquio e Pulmão	10.890	5,3%
Cavidade Oral	11.140	5,2%			Estômago	7.600	3,7%
Esôfago	7.950	3,7%			Corpo do útero	6.950	3,4%
Bexiga	7.200	3,4%			Ovário	6.150	3,0%
Laringe	6.360	3,0%			Glândula Tireoide	5.870	2,9%
Leucemias	5.540	2,6%			Linfoma não Hodgkin	5.030	2,4%
Sistema Nervoso Central	5.440	2,5%			Sistema Nervoso Central	4.830	2,3%

*Números arredondados para múltiplos de 10.

Figura 1.1 - Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2016 por sexo, exceto pele não melanoma* (INCA, 2015).

Câncer é o termo usado para denominar mais de 100 diferentes tipos de doenças em que ocorre o crescimento desordenado de células anormais com potencial invasivo. Diversos fatores podem agir em conjunto ou em sequência para iniciar ou promover essas doenças. Alguns tipos de câncer podem ser evitados através da eliminação da exposição aos fatores de risco, outros podem ser diagnosticados em uma fase inicial favorecendo o tratamento e, conseqüentemente, a melhora do paciente.

O câncer de mama possui a maior incidência e mortalidade na população feminina em todo o mundo, tanto em países em desenvolvimento quanto em países desenvolvidos. Foram esperados, para o ano de 2012, aproximadamente 1,67 milhões de casos novos dessa neoplasia, representando aproximadamente 25 % de todos os tipos de câncer diagnosticados nas mulheres. O câncer de mama é considerado uma doença heterogênea com relação à clínica e à morfologia. São reconhecidos pela OMS mais de 20 subtipos diferentes da doença. A maioria dos tumores de mama, cerca de 80%, origina-se no epitélio ductal e são conhecidos como carcinoma ductal invasivo. Entretanto, existem ainda outros subtipos de carcinomas que podem ser diagnosticados, como o lobular, o tubular, o mucinoso, o medular, o micropapilar e o papilar (INCA, 2015).

Considerado multifatorial, o câncer de mama envolve fatores biológicos, endócrinos, vida reprodutiva, comportamento e estilo de vida. Os principais fatores de risco para o desenvolvimento da doença são: envelhecimento, fatores relacionados à vida reprodutiva da mulher, histórico familiar de câncer de mama e alta densidade do tecido mamário (razão entre o tecido glandular e o tecido adiposo da mama). Além dos fatores citados, também são considerados agentes potenciais o consumo de álcool, excesso de peso, sedentarismo e exposição à radiação ionizante (INCA, 2015).

A idade continua sendo um dos mais importantes fatores de risco. As taxas de incidência aumentam rapidamente até os 50 anos. Após essa idade, o aumento ocorre de forma mais lenta. Entretanto, o câncer de mama observado em mulheres jovens, geralmente, é mais agressivo. A história familiar de câncer de mama também é um fator de importância para o surgimento da doença. Entretanto, cerca de nove em cada dez casos de câncer de mama ocorre em mulheres sem história familiar. A nuliparidade e ter o primeiro filho após os 30 anos de idade contribuem para aumento no risco do câncer de mama. Por outro lado, a amamentação está associada a um menor risco de desenvolver a doença (INCA, 2015).

O avanço tecnológico computacional e de imagens, assim como a sua união às leis da física, tem trazido um grande auxílio na detecção e diagnóstico das mais variadas doenças que acometem o homem. Especificamente, o uso de imagens no diagnóstico de câncer tem ajudado de forma decisiva na localização de tecidos malignos para biopsia, na detecção de metástase e no planejamento de protocolos de tratamento (SREE et al., 2010).

Alguns dos métodos usados para caracterizar tecidos e órgãos possibilitando a detecção e diagnóstico de anomalias, como os tumores, são a ultrassonografia, a imagem por ressonância magnética (MRI), a tomografia por emissão de pósitrons (PET), a tomossíntese e a mamografia, no caso específico do câncer de mama. Cada um desses métodos apresenta suas vantagens e desvantagens, como provocar desconforto ao paciente durante a realização dos exames, possíveis reações ao agente de contraste, emissão de radiação, dependência do operador para análise dos resultados, dificuldade de detecção em tecidos densos, falta de acessibilidade para pessoas com deficiência ou baixa mobilidade, alto custo e produção de rejeitos radioativos.

Entre os sistemas de imagens existentes e disponíveis no mercado para diagnóstico de mama, a mamografia é a mais usada, apesar de suas limitações. No Brasil, a mamografia está longe de se tornar facilmente acessível a toda mulher, mesmo em situações aonde se palpa um nódulo suspeito e o exame é extremamente importante para a decisão terapêutica. Muitos serviços públicos importantes de referência ao câncer, que atendem grande parte dos pacientes com suspeitas de câncer de mama, não possuem mamógrafos. Além disso, há uma enorme variação na qualidade dos exames, entre os diferentes serviços de saúde. Existe ainda o risco da exposição de radiação excessiva quando um novo exame se torna necessário.

Vários autores tem estudado a sensibilidade e especificidade da mamografia. Carney et al. (2003) apontam uma sensibilidade de 87 % e uma especificidade de 96,9% para as mulheres com seios com elevada quantidade de tecido adiposo. No entanto, para as mulheres mais jovens com seios extremamente densos, a sensibilidade cai para 62,9% e a especificidade para 89,1 %. Além disso, indica que cerca de 10 a 15 % dos cânceres não são

detectados pela mamografia, indicando que uma mamografia negativa nem sempre sugere uma ausência de malignidade, especialmente se a massa suspeita é palpável. Por isso, em muitos casos, os médicos recomendam biópsias, e em cerca de 80 % dos casos as biópsias apresentam resultados negativos.

Outro fator limitante da mamografia ocorre em relação às mulheres usuárias de cadeira de rodas, que apresentam algum comprometimento motor ou tem nanismo, pois para mamografia ser feita, a paciente deve ser posicionada em pé. Assim, a inflexibilidade estrutural dos mamógrafos dificulta o posicionamento das pacientes, causa dor e desconforto e pode ser necessário repetir o exame devido à má qualidade das imagens obtidas (PETTERS e COTTON, 2016).

A mamografia e a tomografia computadorizada são exames de diagnóstico por imagem que usam equipamentos geradores de raio X para produção de radiação artificial e obtenção de imagens. Estudos têm mostrado que a exposição à radiação ionizante durante o exame pode, em alguns casos, induzir o aparecimento do câncer de mama nas mulheres radiografadas (HENDRICK, 2010). Além disso, na tomografia existe a dificuldade de se diferenciar uma massa benigna de uma maligna em uma cicatriz. A ressonância magnética também não detecta microcalcificações, necessita de um longo tempo de exame e requer imobilidade do paciente. Pacientes com implantes metálicos não podem se submeter a estes exames devido à presença de alto campo eletromagnético, além de ser menos específica e resultar em vários exames falsos positivos. Estas limitações também podem ser observadas no PET, além do seu alto custo. O ultrassom possui a limitação de não visualizar em suas imagens as microcalcificações, apresentar dificuldade na obtenção de imagens em pacientes obesos e ser operador dependente, requerendo que um médico execute o exame (SREE et al., 2010).

Ao longo das últimas décadas, a necessidade de técnicas com menores custos e eficazes para rastrear e diagnosticar o câncer de mama levou ao desenvolvimento de novas tecnologias. Três técnicas recentes para caracterização de tecidos, detecção e diagnósticos de anomalias são as imagens por palpação eletrônica (*Electronic Palpation Imaging* - EPI), o escaneamento por impedância elétrica (*Electrical Impedance Scanning* - EIS) e imagens térmicas ou infravermelhas usando termografia. Entretanto, esses métodos também apresentam suas desvantagens. Para os exames de impedância elétrica são necessários um número limitado de eletrodos que podem apresentar ruídos de sinal e acarretar vários falsos positivos, além de não detectarem a posição da lesão. A termografia, por sua vez, tem as desvantagens da alta dependência do operador para a interpretação das imagens e a limitação de indicação da posição exata e da profundidade de uma lesão (SREE et al., 2010).

No Brasil, o Ministério da Saúde recomenda o rastreamento do câncer de mama usando a mamografia em mulheres com idade entre 50 e 69 anos, pois os possíveis benefícios e danos provavelmente são semelhantes, em uma periodicidade bienal. Por outro lado, recomenda contra o rastreamento com mamografia em mulheres com menos de 50 anos e acima de 70 anos, pois os possíveis danos claramente superam os possíveis benefícios. Além disso, o Ministério da Saúde recomenda contra o rastreamento do câncer de mama com ressonância magnética, ultrassonografia, termografia e tomossíntese em mulheres com risco padrão de desenvolvimento desse câncer, seja isoladamente, seja como complemento à mamografia, já que os possíveis danos provavelmente superam os possíveis benefícios (INCA, 2015).

Outro aspecto importante influenciado pela ocorrência dos casos de câncer é o impacto econômico. Entre 2008 e 2010, o custo anual médio dos cuidados de saúde foi de US\$ 21.222 para um paciente recentemente diagnosticado com câncer nos Estados Unidos (EUA). O impacto devido à perda de produtividade por câncer, em 2009, foi estimado em US\$ 130 bilhões (KANDLIKAR et al., 2017). Mariotto et al. (2011) estimaram e projetaram o custo médico do tratamento do câncer, nos Estados Unidos, durante o ano de 2020 para 13 tipos de cânceres em homens e 16 tipos de cânceres em mulheres. Segundo o estudo, espera-se que os custos do cuidado do câncer aumentem com o aumento da incidência de câncer em uma população em envelhecimento, além de avanços na tecnologia de diagnóstico e novos tratamentos direcionados. As mudanças na população dos Estados Unidos, por si só, deverão resultar em um aumento de custos de 27 % até 2020. No entanto, se os custos nas fases inicial e final de cuidados aumentarem em 2 % ao ano, o custo total dos cuidados em 2020 deverá ser de US\$ 173 bilhões, tendo um aumento de 39 % em relação a 2010. Os maiores aumentos foram na fase contínua de cuidados para câncer de próstata (42 %) e câncer de mama feminino (32 %). Os custos de expansão do atendimento ao câncer devido ao aumento do envelhecimento da população são inevitáveis, mas os custos de novos tratamentos e tecnologias de diagnóstico poderiam ser gerenciados para garantir o acesso a cuidados de qualidade para todos os pacientes.

Diante das informações apresentadas, torna-se evidente a necessidade de novos métodos de detecção precoce do câncer de mama que possibilitem a detecção de anomalias de forma não invasiva, sem causar desconforto ao paciente, com acessibilidade para pessoas com deficiência ou baixa mobilidade, custo acessível, sem a produção de resíduos radioativos em instalações hospitalares, sem a emissão de radiação aos pacientes e que utilizem tecnologias desenvolvidas nacionalmente.

Segundo Kandlikar et al. (2017), nenhuma modalidade de imagem única é capaz de identificar e caracterizar todas as anormalidades mamárias e uma abordagem de modalidade

combinada ainda é necessária. Partindo desse pressuposto, o estudo proposto na Tese tem como objetivo principal utilizar métodos de detecção de dano, usados na área de Engenharia, para a detecção de inclusões visando a aplicação em tumores mamários. Assim, os métodos de impedância eletromecânica e impedância térmica foram adaptados para a detecção de inclusões, inicialmente, em modelos de silicone e geometria simplificada. Na sequência, experimentos foram feitos usando o método de impedância eletromecânica para detecção de inclusões em um modelo anatômico da mama e, finalmente, em um voluntário para validar a aquisição dos sinais *in vivo*.

O método de monitoramento de integridade estrutural baseado em impedância eletromecânica utiliza transdutores piezelétricos como sensores e atuadores, sendo usado para detecção de danos em estruturas de engenharia que envolvem altos riscos e áreas de difícil acesso, como estruturas civis e aeronáuticas. As vantagens dos sensores piezelétricos utilizados na técnica da impedância eletromecânica incluem seu baixo custo, baixo consumo de energia, o fato de operarem em uma faixa de alta frequência (acima de 30 kHz, tipicamente) e também proporcionam alta sensibilidade. É importante lembrar que operar com sinais de alta frequência também promove uma redução da área de sensibilidade dos sensores (RAGHAVAN e CESNIK, 2005).

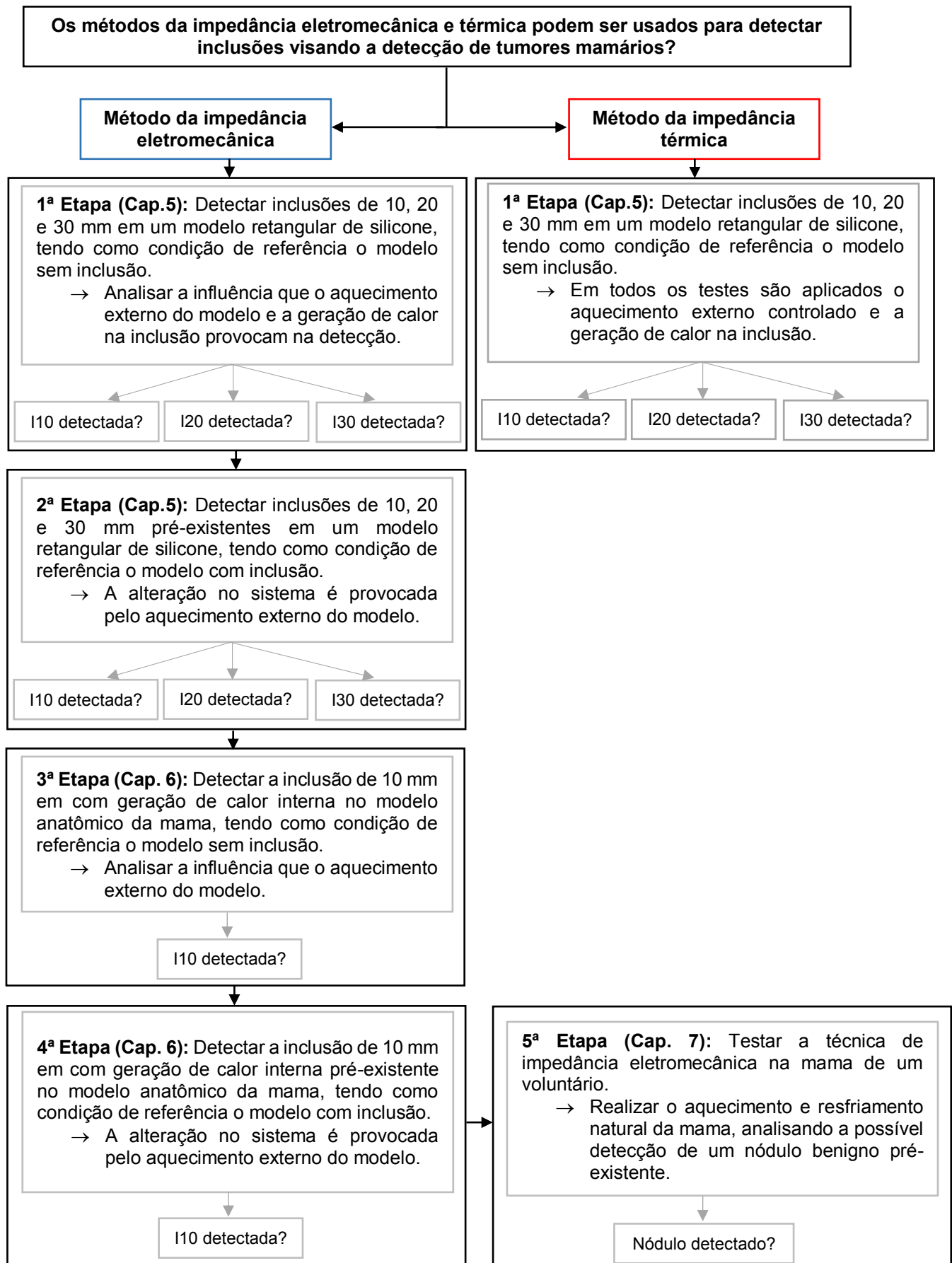
Essa técnica monitora as variações localizadas na impedância eletromecânica utilizando um sensor piezelétrico fixado ou introduzido na estrutura estudada. No processo de tomada de decisão para verificar se a inclusão foi detectada são feitas análises estatísticas usando métricas de dano e o limiar de dano adequado para a situação considerada é determinado, aumentando a confiabilidade do diagnóstico.

O método de impedância térmica é usado para a determinação de propriedades térmicas de materiais e é baseado na relação entre a variação de temperatura e o fluxo de calor imposto a estrutura. Usualmente, esta técnica não é aplicada para a detecção de danos e essa nova aplicação é proposta neste estudo. As análises estatísticas usadas nos resultados dos sinais de impedância eletromecânica serão também aplicadas à impedância térmica.

1.1. Objetivos

O objetivo geral da tese é aplicar os métodos de impedância eletromecânica e impedância térmica, separadamente, na detecção de inclusões, visando a detecção de tumores mamários. Assim sendo, destacam-se os seguintes objetivos específicos:

- Avaliar experimentalmente a detecção pelo método de impedância eletromecânica de inclusões de 10, 20 e 30 mm de diâmetro em um modelo de silicone com geometria simplificada.
- Avaliar experimentalmente a detecção de inclusões pré-existentes em um modelo de silicone com geometria simplificada usando o método de impedância eletromecânica.
- Analisar a influência do aquecimento externo do modelo e da geração de calor interna provocada na inclusão na detecção das inclusões de 10, 20 e 30 mm de diâmetro em um modelo de silicone com geometria simplificada.
- Avaliar por experimentos a detecção pelo método de impedância térmica de inclusões de 10, 20 e 30 mm de diâmetro em um modelo de silicone com geometria simplificada, aplicando aquecimento externo.
- Avaliar a detecção de uma inclusão de 10 mm em um modelo anatômico da mama e da inclusão pré-existentes usando o método de impedância eletromecânica.
- Avaliar o potencial uso do método de impedância eletromecânica *in vivo*, realizando testes preliminares em um voluntário.



1.2. Estrutura da Tese

A Tese foi dividida em capítulos para facilitar a compreensão do tema estudado. O Capítulo 2 aborda uma fundamentação teórica sobre o câncer de mama, as estruturas anatômicas que compõem a mama, as fases do desenvolvimento da doença, as técnicas de detecção e diagnóstico convencionais, a classificação dos tipos de câncer de mama e os tratamentos mais comuns.

O Capítulo 3 exibe um breve embasamento teórico e a revisão da literatura sobre alguns métodos não convencionais que vem sendo desenvolvidos para a detecção de tumores mamários, como a termografia, a impedância elétrica e a elastografia. Uma comparação entre as técnicas convencionais e não convencionais é também apresentada nesse capítulo. O Capítulo 4 trata da fundamentação teórica dos métodos de impedância eletromecânica e impedância térmica usados para a detecção de inclusão ao longo do trabalho.

O Capítulo 5 compreende o desenvolvimento da aplicação da técnica da impedância eletromecânica e térmica, separadamente, em um modelo de silicone com geometria simplificada, em que serão detectadas inclusões de diferentes diâmetros. Investiga-se, inicialmente, um modelo sem inclusão comparado ao modelo com inclusão e, em seguida, é investigada a detecção de inclusão já existente no modelo. Além disso, apresentam-se experimentos em diferentes condições de teste para avaliar a influência que pode ser provocada na detecção por um aquecimento externo ao modelo e pela geração de calor interna nas inclusões.

O Capítulo 6 aborda os experimentos e resultados de detecção de uma inclusão em um modelo anatômico da mama usando o método de impedância eletromecânica, considerando uma condição inicial sem a presença da inclusão e outra com a inclusão pré-existente no modelo.

O Capítulo 7 apresenta a aplicação da técnica de impedância eletromecânica em uma voluntária para validação da aquisição dos sinais de impedância *in vivo*. A voluntária possui um nódulo benigno na mama e, assim, é adotada a metodologia de detecção de inclusões pré-existentes a partir do aquecimento externo do corpo.

O Capítulo 8 encerra o trabalho, delineando as principais conclusões obtidas. Apresenta-se também as perspectivas futuras para este campo de atuação e continuidade do trabalho.

CAPÍTULO II

INTRODUÇÃO AO CÂNCER DE MAMA

Neste capítulo serão apresentados os fundamentos teóricos básicos sobre a anatomia da mama, as etapas de desenvolvimento do câncer de mama, os tipos de nódulos, as técnicas convencionais usadas para a detecção dos tumores mamários, os estágios do câncer de mama e os tratamentos mais comuns da doença.

2.1. O Câncer de Mama

As mamas são glândulas sudoríparas apócrinas modificadas, suscetíveis a estímulos neuro-hormonais e destinadas à secreção de leite para nutrir o recém-nascido. Estão situadas na parte anterior do tórax sobre os músculos peitorais. Seu limite medial é dado pela margem lateral do esterno e seu limite lateral pela linha axilar anterior. A aréola corresponde à parte central (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

A mama é uma estrutura glandular com tecidos fibrosos que a circundam e atravessam. Ela é encapsulada de forma incompleta por uma fáscia, derivada da fáscia subcutânea, que se divide em superficial e profunda. O tecido conjuntivo penetra nos lobos, dividindo-os em lóbulos e envolvendo cada unidade excretora. Assim, o tecido mamário é constituído de estroma fibroso e adiposo que sustenta as unidades secretórias fisiológicas da mama e seus condutores, os lóbulos e os ductos. O estroma fibroso que envelopa as estruturas é chamado de ligamento de Cooper. Este ligamento, quando localizado no espaço adiposo subcutâneo, é responsável por fixar as estruturas à subderme, sendo denominados cristas de Duret, como mostra a Fig. 2.1 (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

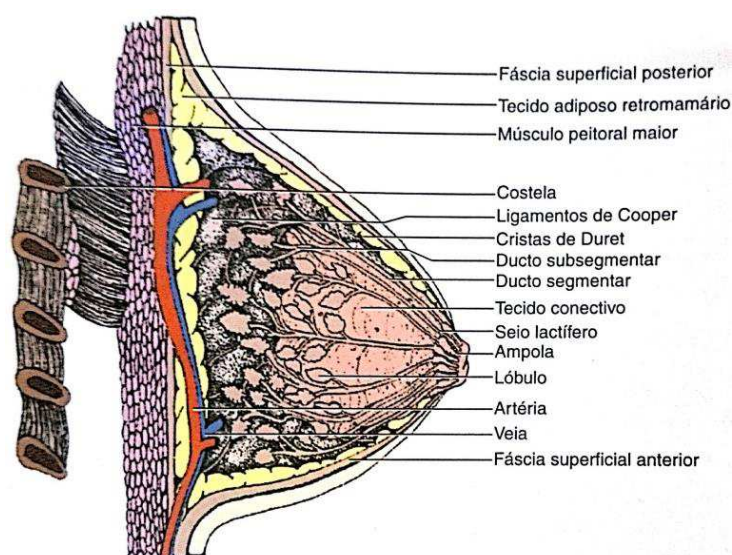


Figura 2.1 – Representação da vista lateral da anatomia da mama (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

As células são unidades microscópicas que constituem os seres vivos e que agrupadas formam tecidos que compõem os órgãos. As células são formadas por três regiões principais: a membrana celular, que é a parte mais externa; o citoplasma, que é o corpo da célula; e o núcleo, que é a porção mais interna onde se encontram os cromossomos. Essas estruturas são compostas pelos genes que, por sua vez, são formados pelo ácido desoxirribonucleico (DNA). Através do DNA os cromossomos repassam as informações relacionadas à organização, atividade, forma e reprodução celular (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

O carcinoma de mama inicia-se em células da unidade duto-lobular da mama, provavelmente em células-tronco tumorigênicas. A partir da origem unicelular desenvolve-se um clone alterado com potencial de agressividade e evolução geneticamente determinado, ao qual se contrapõe a defesa natural do organismo hospedeiro. A tumorigênese em humanos é um processo complexo, sequencial e longo, que pode demorar anos ou décadas. A carcinogênese é dividida em três etapas: iniciação, promoção e progressão. Esta divisão é baseada em barreiras fisiológicas que devem ser ultrapassadas para o tumor evoluir. Na carcinogênese mamária o processo é unidirecional e pode ser contínuo ou intermitente, entretanto, podem existir momentos de intersecção e simultaneidade entre as etapas (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

A fase de iniciação ocorre em uma única célula, provavelmente tronco, que se caracteriza pelo desequilíbrio entre os processos de formação e morte e pela capacidade das células transformadas de invadir tecidos adjacentes e impactar à distância em outros órgãos, onde podem se multiplicar e sobreviver. Esta etapa depende da lesão no DNA da célula

matriz, promovendo alteração na regulação de seu ciclo celular e gerando um clone celular modificado. Assim, a carga genética da célula iniciada é modificada e transmitida às células-filhas. Além da alteração genética inicial, novos danos genéticos ocorrem. Estima-se que acontece uma mutação em cada 10^6 divisões de células, isto é, a mutação é um evento raro. Na formação de um tumor ocorrem inúmeras outras mutações na expansão clonal, denominada instabilidade genômica, que está presente nas neoplasias malignas nas quais genes mutados inativam vias de reparo do DNA lesado. Os cânceres de mama podem ser esporádicos ou não hereditários, correspondendo de 90 a 95 % dos casos, e hereditários ou familiares, 5 a 10% dos casos em que se herda uma predisposição genética no nascimento (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

Na fase de promoção, as células geneticamente modificadas passam a se multiplicar, estimuladas por fatores promotores, sendo um dos principais os hormônios esteróides. A formação do tumor é um processo vagaroso que pode estender-se por anos e depende dos estímulos promotores às alterações genéticas para ocorrer. Estima-se que um tumor com a dimensão de 1 cm possua 10^9 células que se formaram devido à, no mínimo, 30 divisões mitóticas celulares e decorridos pelo menos 10 anos desde a iniciação genética, como mostra a Fig. 2.2 (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009). Assumindo que o tempo de duplicação das células é de 100 dias, considerando este tempo constante e que o tumor foi originado de uma célula, levarão 8 anos até que o tumor atinja 1 cm (BEREK e HACKER, 2010).

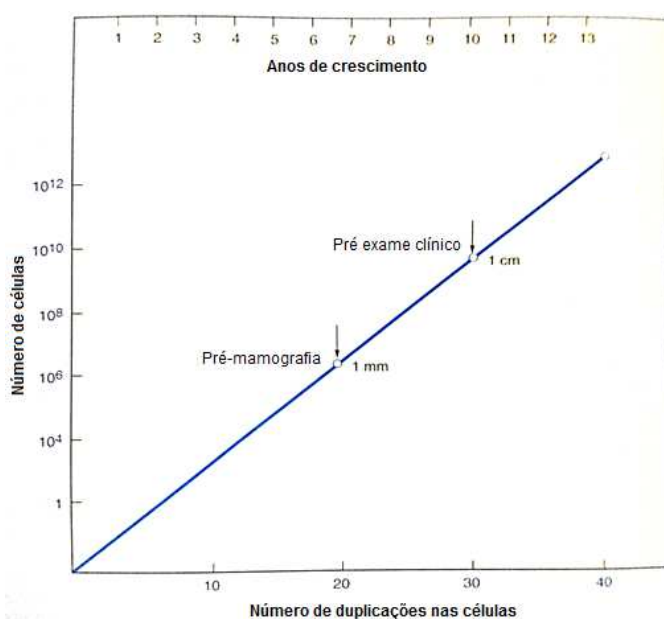


Figura 2.2 – Taxa de crescimento do câncer de mama (adaptado de BEREK e HACKER, 2010).

A fase de progressão manifesta-se depois que as células neoplásicas estão desenvolvidas a ponto de formar um tumor inicial, invadindo a membrana basal subepitelial e atingindo o estroma subjacente. A invasão é a passagem de um carcinoma *in situ* para infiltrado. A partir desta etapa, há condições de acesso aos vasos linfáticos e/ou sanguíneos e pode ocorrer a metástase. A Figura 2.3 ilustra esquematicamente a história natural do câncer de mama (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

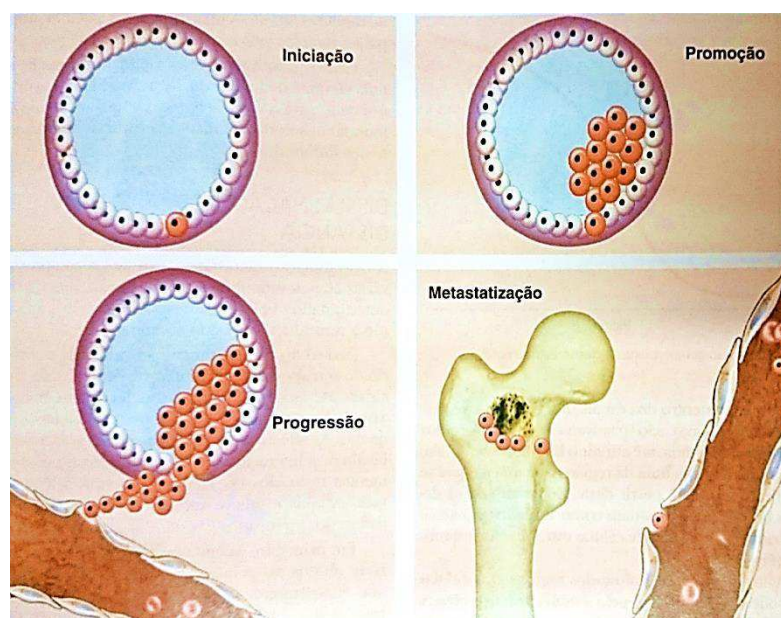


Figura 2.3 – Evolução do câncer de mama (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

O nódulo é uma estrutura tridimensional que apresenta margens convexas, vista na mamografia em duas incidências diferentes. A caracterização do nódulo inclui forma, margem, densidade, tamanho, localização e achados associados. A forma é descrita como redonda, ovóide, lobulada ou irregular, mostradas na Fig. 2.4. A margem modifica a forma e é reconhecida como a característica mais importante na determinação do diagnóstico, sendo classificada como circunscrita, obscurecida, indistinta, microlobulada ou espiculada, Fig. 2.5. A margem circunscrita é nitidamente demarcada, com transição abrupta entre a lesão e o tecido circunjacente. Os nódulos que apresentam margens desse tipo possuem elevada probabilidade de serem benignos. A margem obscurecida está oculta por tecido superposto ou adjacente. A margem indistinta ou mal definida pode indicar que o nódulo esteja se infiltrando no tecido circunjacente e não apenas sobreposto aos tecidos, isto sugere um maior grau de suspeita de malignidade. A margem microlobulada apresenta pequenas ondulações com pequenos milímetros de espessura e a espiculada apresenta linhas irradiadas partindo do nódulo (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

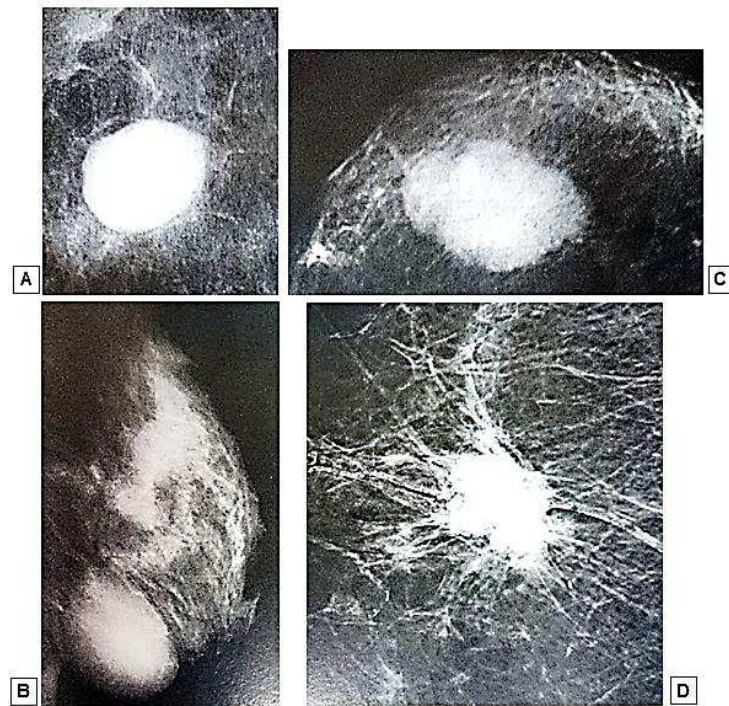


Figura 2.4 – Forma dos nódulos. (A) Redonda. (B) Ovóide. (C) Lobulada. (D) Irregular (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

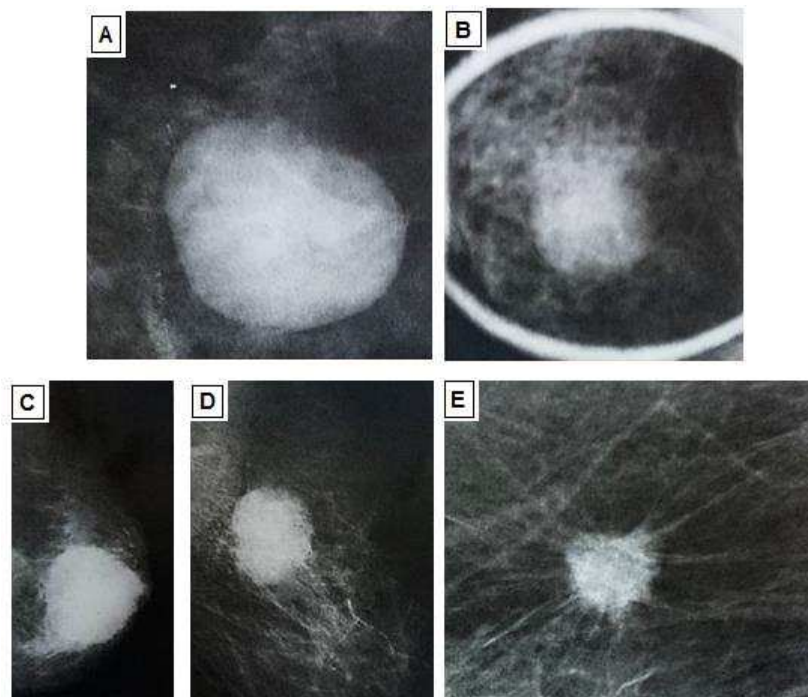


Figura 2.5 – Margem dos nódulos. (A) Circunscrita. (B) Obscurecida. (C) Indistinta. (D) Microlobulada. (E) Espiculada (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

Quanto à localização, deve-se determinar, primeiramente, se a lesão está dentro da mama ou em sua superfície, projetando-se na mama. Os nódulos mamários podem ser identificados nas mamas ou em qualquer local onde o tecido mamário seja encontrado. Segundo a classificação ACR-BI-RADS, a localização deve ser definida pelos critérios: 1) qual mama apresenta o nódulo (direita ou esquerda); 2) qual o quadrante e/ou hora, segundo orientações de um relógio; 3) qual a profundidade da lesão (terço anterior, terzo médio ou terzo posterior), como está ilustrado na Fig. 2.6. Estudos mostram que o local mais comum de incidência de câncer de mama é o quadrante superior lateral (52 %), seguido pelo quadrante superior medial (15 %), retroareolar (14 %), quadrante inferior lateral (11 %) e quadrante inferior medial (8 %) (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

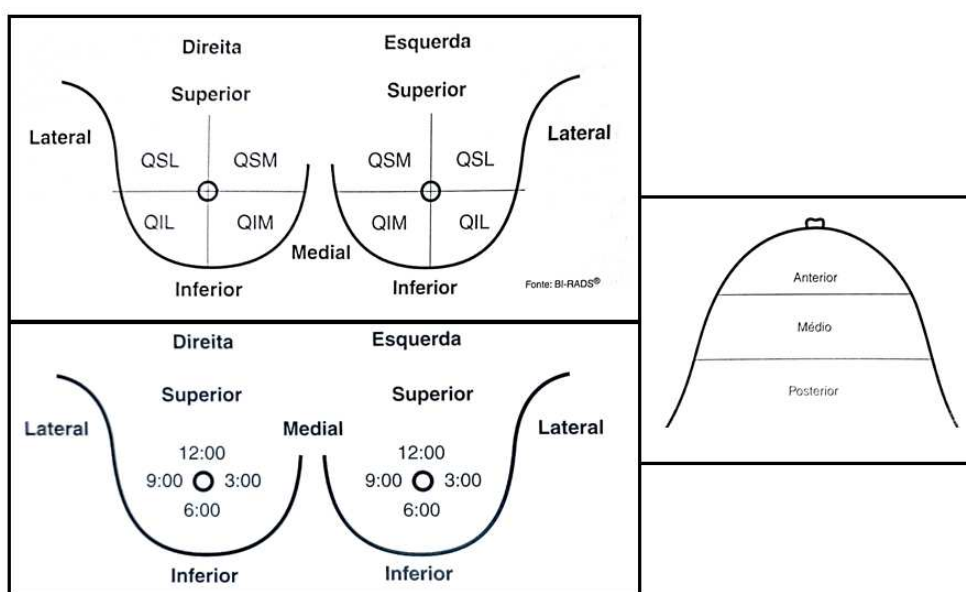


Figura 2.6 – Localização da lesão na mama (QSL=quadrante superior lateral, QIL=quadrante inferior lateral, QIM=quadrante inferior medial e QSM=quadrante superior medial) (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

Os nódulos identificados nas mamas podem ter natureza benigna ou maligna. O fibroadenoma e o cisto são os nódulos benignos mais comuns. O fibroadenoma é caracterizado como um nódulo duro, elástico, sólido, não doloroso, móvel à palpação, com limites precisos e dimensões de 1 a 3 cm. É encontrado, principalmente, em mulheres jovens, entre os 15 e 30 anos e trata-se de uma lesão sem potencial de tornar-se maligna. O cisto é um tumor de conteúdo líquido, facilmente palpado, de consistência amolecida e que pode atingir grandes volumes (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

2.2. Técnicas Convencionais de Detecção do Câncer de Mama

Segundo a Organização Mundial de Saúde, existem duas estratégias para a detecção precoce do câncer: diagnóstico precoce e rastreamento. O diagnóstico precoce consiste em uma abordagem rápida e oportuna dos pacientes com sinais e sintomas de câncer. Enquanto, o rastreamento é a aplicação regular de um teste em pacientes aparentemente saudáveis, dentro da faixa etária de maior risco para a doença, com o intuito de identificá-la em fase pré-clínica e, assim, diminuir o índice de mortalidade devido a essa doença. Embora, nos últimos anos, inúmeros artigos sobre a epidemiologia da doença tenham sido publicados na literatura médica, a compreensão da sua etiologia ainda não é suficiente para diminuir a incidência da enfermidade, através da instalação de programas de prevenção primária. Dessa forma, a prevenção primária, através de programas de rastreamento pela detecção precoce da doença, evitando sua progressão para estágios avançados, é a melhor maneira de combatê-la. A detecção do câncer de mama pode ser realizada através de (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009):

- ✓ **Auto-exame da mama:** Pouco utilizado pelas mulheres, requer orientações às pacientes para sua execução bem sucedida, tem baixa especificidade e apresenta elevado número de exames falsos-positivos.
- ✓ **Exame clínico:** Apresenta custo baixo a moderado, requer treinamento dos médicos e possui baixa sensibilidade, de 28 % a 36 %.
- ✓ **Métodos de imagem** (mamografia, ultrassonografia e ressonância magnética): Apresentam elevada sensibilidade, custo moderado a alto e não são acessíveis a todas as mulheres, principalmente em países em desenvolvimento, como o Brasil. A mamografia é o único, dentre esses métodos, aprovado para o rastreamento do câncer de mama pelo FDA (US Food and Drug Administration).

A seguir serão detalhados algumas das tecnologias atuais usadas para a detecção do câncer de mama:

- Mamografia:

A mamografia é o método padrão-ouro no diagnóstico do câncer de mama, devido a sua capacidade de mostrar as estruturas de importância, a simplicidade do método e a sua relação custo-efetividade. Essa técnica é considerada capaz de detectar o câncer de mama

em estágio pré-invasivo e, por isso, é indicada para o rastreamento da doença em larga escala em termos populacionais (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

As recomendações para detecção precoce do câncer de mama no Brasil foram atualizadas em 2015 e propõem que a mamografia de rastreamento seja feita em mulheres de 50 a 69 anos, a cada dois anos. Para as mulheres consideradas de risco elevado (alto risco) para câncer de mama (aquelas com história familiar de câncer de mama em parentes de primeiro grau), recomenda-se o acompanhamento clínico individualizado (INCA, 2015). Nos Estados Unidos, a recomendação é que seja feita a mamografia bienal em mulheres entre os 50 e 74 anos (SIU, 2016).

A mamografia é produzida através da exposição da mama a um feixe de raios X, como mostra a Fig. 2.7, que é parte absorvido, parte transmitido e parte espalhado pelo tecido mamário. O feixe transmitido é atenuado pelos tecidos da mama, passa pela grade antidifusora, interage com o receptor da imagem e é absorvido pelo dispositivo de registro como uma imagem latente. Em seguida, é realizada uma etapa de processamento, a imagem registrada é apresentada para a interpretação e arquivada. Existem dois processos de mamografia: o processo convencional, de filme-tela intensificadora (STF) e o processo digital. No sistema convencional, o filme radiográfico é o meio onde ocorrem as etapas de aquisição, apresentação e arquivamento da imagem. Na tecnologia digital, o sistema filme-tela intensificadora é substituído por um detector eletrônico (sistema de radiografia digital ou DR) ou por uma placa de imagem de fósforo fotoestimulável (sistema de radiografia computadorizada ou CR). No método DR, cada elemento da matriz do detector eletrônico absorve os raios X transmitidos através da mama e produz um sinal elétrico proporcional à intensidade dos raios X. O sinal é convertido em formato digital e armazenado para formar a imagem por meio de um software. No sistema CR, a placa de imagem é usada dentro de um cassete, absorvendo os raios X e armazenando a energia em sua estrutura cristalina. O cassete é introduzido na unidade digitalizadora, a placa é escaneada e a energia é liberada ponto a ponto por estimulação a laser, produzindo uma luminescência proporcional à intensidade dos raios X que atingiram cada ponto. A luminescência emitida é detectada e amplificada por um tubo fotomultiplicador e, assim, um sinal elétrico de saída proporcional é gerado. O sinal é convertido em formato digital e armazenado (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

Os resultados mamográficos são relatados seguindo as categorias indicadas pelos Relatórios de Imagem de Mama e Sistema de Dados (BI-RADS) (D'Orsi et al., 2013):

0: Incompleto - Precisa de avaliação de imagem adicional e/ou mamografias anteriores para comparação.

- 1: Negativo - O risco de diagnóstico de câncer no prazo de 1 ano é de 1 %.
- 2: Benigno - O risco de diagnóstico de câncer no prazo de 1 ano é de 1 %.
- 3: Provavelmente benigno - O risco de diagnóstico de câncer no prazo de 1 ano é de 2 %.
- 4: Suspeito - O risco de diagnóstico de câncer no prazo de 1 ano é de 2 % a 95 %.
 - 4a: 2 % -10 %.
 - 4b: 10 % -50 %.
 - 4c: 50 % -95 %.
- 5: Altamente sugestivo de malignidade - O risco de diagnóstico de câncer no prazo de 1 ano é de 95%.
- 6: Malignidade comprovada com biópsia conhecida.

A maioria das mamografias de rastreamento são interpretadas como negativas ou benignas, BI-RADS 1 ou 2, respectivamente. Cerca de 10% das mulheres nos Estados Unidos são convidadas a retornar para avaliação adicional (ROSENBERG et al., 2006). A porcentagem de mulheres que necessitam de retornar para avaliação adicional varia não só pelas características inerentes de cada mulher, mas também devido as instalações de realização do exame e ao radiologista.

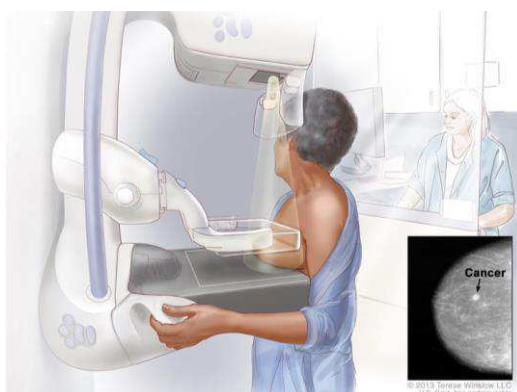


Figura 2.7 - Exame de mamografia (Disponível em: <<https://www.cancer.gov/images/cdr/live/CDR711008.jpg>> Acesso em 08 de janeiro de 2018).

- Ultrassonografia:

O rastreamento ultrassonográfico complementar à mamografia vem sendo estudado desde o início da década de 80, após indicações de que o exame poderia identificar carcinomas palpáveis, mas ocultos na mamografia. Apesar dessas evidências, o método foi esquecido por apresentar baixa resolução, falta de experiência dos operadores na realização do exame e casuísticas pequenas. O retorno dos estudos dessa técnica para o rastreamento

ocorreu a partir de 1990, após pesquisas que envolveram um grande número de mulheres e utilizaram equipamentos tecnicamente avançados, detectando pequenos tumores com tamanho menor do que 1 cm, não-palpáveis e não identificados na mamografia (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

A grande barreira ainda existente para a implantação do rastreamento ultrassonográfico é o alto número de resultados falsos-positivos em lesões encontradas apenas com o uso desse método. Assim, o exame ultrassonográfico, como método complementar, é indicado para mulheres com alto risco que não toleram ressonância magnética ou quando esse exame não está disponível; mulheres com risco intermediário ou mulheres com mamas densas. O método possui atributos que incluem: grande disponibilidade, menor custo em relação aos outros métodos de diagnóstico, não possuir contraindicações ou riscos, ser não invasivo e permitir o exame em tempo real (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

Os equipamentos usados na ultrassonografia das mamas variam em relação às características tecnológicas e aos transdutores, podendo influenciar no exame. Assim, são necessários alguns requisitos mínimos em relação ao transdutor, que deve ser linear, com banda larga, frequência central maior do que 7 MHz e ajuste eletrônico do foco. O ideal é que o tamanho do transdutor seja de pelo menos 5 cm e o ajuste da profundidade do campo de visão deve incluir toda a espessura mamária até a parede torácica e a superfície pleural (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

- Ressonância Magnética

A ressonância magnética é um importante exame adjuvante no estudo das patologias mamárias, mostrado na Fig. 2.8. O método possibilita o estudo da anatomia das mamas com detalhes, devido a seu excelente contraste tecidual com as partes moles e versatilidade na geometria, obtendo imagens em diferentes planos. Além disso, tem as vantagens de não utilizar radiação ionizante e ser o método mais sensível na detecção de focos adicionais de câncer de mama, como o câncer lobular, e na avaliação da extensão tumoral de pacientes com mamas densas. Essa técnica é baseada na representação digital da composição química dos vários tipos de tecidos expostos a um campo eletromagnético potente (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

Quando a paciente é posicionada no interior do campo eletromagnético, os núcleos de hidrogênio no corpo, que normalmente tem orientação aleatória, se alinham e passam a girar em torno de um eixo longitudinal paralelo ao vetor do campo magnético. A magnetização é desviada para um plano transversal ao campo, na presença de uma onda de radiofrequência

específica, de 90°, e ocorre a assimilação da energia pelos prótons da paciente. Ao interromper a onda de radiofrequência os prótons são alinhados ao campo magnético, com eliminação da energia acumulada, a qual é detectada e localizada espacialmente. Os dados obtidos a partir da medida desta energia gerada na paciente constituirão a base para a formação das imagens. O exame não é indicado para pacientes com marca-passo cardíaco, clipe de aneurisma cerebral ferromagnético, válvula cardíaca do tipo Starr-Edwards e prótese coclear metálica (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

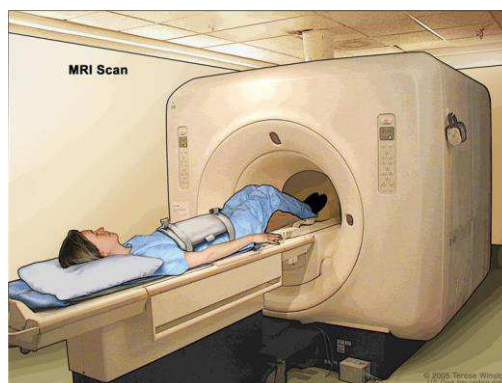


Figura 2.8 - Exame de ressonância magnética (Disponível em: <<https://www.cancer.gov/images/cdr/live/CDR428431-750.jpg>> Acesso em 08 de janeiro de 2018).

- Biópsia

As lesões mamárias, palpáveis ou não, que possam ser alcançadas com segurança por uma agulha podem ser submetidas à biópsia percutânea para a confirmação do diagnóstico. O método para a obtenção do tecido a ser analisado é de escolha do radiologista, que leva em consideração fatores como o material significativo para estudo, segurança na obtenção do material, conforto da paciente, correlação precisa entre a imagem e a citopatologia ou a histopatologia. Os métodos de obtenção do material via percutânea são: punção aspirativa com agulha fina; *core biopsy*, que consiste na biópsia com agulha grossa; e *core biopsy* assistida a vácuo. Esses procedimentos podem ser guiados por ultrassom, estereotaxia ou ressonância magnética (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

A punção aspirativa por agulha fina pode ser usada para a punção de cistos através da orientação por ultrassom, mesmo para cistos palpáveis, para observar se o mesmo foi totalmente esvaziado ou se há alguma anomalia residual em seu interior. O material obtido é enviado ao patologista para estudo. A punção aspirativa com agulha fina de nódulos sólidos é realizada com agulhas de calibre 20 a 25, em seringa descartável de 10 a 20 ml, acopladas

a uma pistola para manter o vácuo. A punção de lesões sólidas é feita para a obtenção de esfregaços que serão submetidos a estudos citopatológicos. Esse método é indicado para lesões sólidas circunscritas em pacientes jovens, quando se espera um diagnóstico de benignidade, como o fibroadenoma, e para o estudo citológico de adenopatia regional. A *core biopsy* ou biopsia percutânea de fragmentos com pistola automática é um procedimento minimamente invasivo usado para diagnosticar lesões não palpáveis. É realizada a retirada de fragmentos do tecido mamário com tamanho e consistência suficientes para possibilitar a análise histológica. A *core biopsy* a vácuo, também chamada de mamotomia, consiste na retirada de fragmentos da lesão através de uma cânula de calibre 11 ou 8, acoplada a um dispositivo a vácuo. As vantagens do exame com o auxílio do vácuo são a obtenção de fragmentos maiores, com menos sangue e por contiguidade, a rapidez do procedimento e a possibilidade de deixar no local biopsiado um clipe metálico (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

2.3. Classificação do Câncer de Mama

Os nódulos malignos podem ser classificados em diferentes tipos. A partir dessa classificação é possível avaliar a extensão anatômica de comprometimento do organismo, de acordo com normas determinadas. Além disso, a determinação do estágio do tumor, que se refere a extensão da lesão, visa auxiliar o médico no planejamento da abordagem terapêutica, na indicação do prognóstico, na avaliação dos resultados, na troca de informação entre centros de tratamento e na contribuição para a pesquisa contínua sobre o câncer humano. Os estágios do câncer de mama foram determinados através de critérios estabelecidos pela União Internacional de Combate ao Câncer (UICC), em 1997. Eles são baseados na classificação (TNM), onde: T= Tamanho do tumor; N = Nódulo linfáticos com câncer (número e local) e M= Metástase (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

As características de cada categoria e os estágios do câncer de mama estão detalhadas a seguir:

- Categorias do tumor primário (T): T seguido de um número de 0 a 4 descrevem o tamanho do tumor primário. Os números mais elevados significam um tumor maior e/ou maior disseminação para os tecidos perto da mama.

TX: O tumor primário não pode ser avaliado.

T0: Nenhuma evidência de tumor primário.

Tis: Carcinoma *in situ*.

Tis (DCIS): Carcinoma ductal *in situ*.

Tis (LCIS): Carcinoma lobular *in situ*.

Tis (Paget): Doença de Paget do mamilo não associada a carcinoma invasivo e/ou carcinoma *in situ* (DCIS e / ou LCIS) no parênquima de mama subjacente. Tumor T1 ≤ 20 mm na maior dimensão.

T1mi: Tumor ≤ 1 mm na maior dimensão.

T1a: Tumor > 1 mm mas ≤ 5 mm na maior dimensão.

T1b: Tumor > 5 mm mas ≤ 10 mm na maior dimensão.

T1c: Tumor > 10 mm mas ≤ 20 mm na maior dimensão.

T2: Tumor > 20 mm mas ≤ 50 mm na maior dimensão.

T3: Tumor > 50 mm na maior dimensão.

T4: Tumor de qualquer tamanho com extensão direta para a parede torácica e/ou para a pele (ulceração ou nódulos de pele).

T4a: Extensão para a parede torácica, não incluindo apenas aderência/invasão do músculo peitoral.

T4b: Ulceração e/ou nódulos satélites ipsilaterais e/ou edema (incluindo pele de laranja) da pele, que não atendem aos critérios de carcinoma inflamatório.

T4c: Ambos T4a e T4b.

T4d: Carcinoma inflamatório.

- Categorias dos nódulos linfáticos (N): N seguido por um número de 0 a 3 indica se o câncer se espalhou para os gânglios linfáticos perto da mama e, em caso afirmativo, quantos nódulos linfáticos estão envolvidos.

NX: Os gânglios linfáticos regionais não podem ser avaliados (por exemplo, removidos anteriormente).

N0: Não há metástases de linfonodos regionais.

N1: Metástases para nódulos linfáticos axilares ipsilaterais móveis I e II.

N2: Metástases nos nódulos linfáticos axilares ipsilaterais de nível I e II que são clinicamente fixas ou em camadas ou metástases em gânglios mamários internos ipsilaterais clinicamente detectados na ausência de metástases ganglionares axilares clinicamente evidentes.

N2a: Metástases nos nódulos linfáticos axilares ipsilaterais de nível I e II fixados um ao outro (emaranhado) ou a outras estruturas.

N2b: Metástases somente em nós mamários internos ipsilaterais clinicamente detectados e na ausência de metástases linfáticas axilares de nível I e II clinicamente evidentes.

N3: Metástases no nódulo (s) linfático (s) infraclavicular ipsilateral (nível III axilar) com ou sem envolvimento ganglionar axilar de nível I e II ou metástases em detecção clínica de nódulos linfáticos internos ipsilaterais internos com metástases ganglionares axilares de nível I e II clinicamente evidentes ou metástases em linfonodos supraclaviculares ipsilaterais com ou sem envolvimento axilar ou interno do linfonodo mamário.

N3a: Metástases no nódulo linfático (s) infraclavicular ipsilateral (s).

N3b: Metástases no nódulo (s) linfático (s) interno (s) interno (s) ipsilateral (s) e linfonodo (s) axilar.

N3c: Metástases no nódulo linfático supraclavicular ipsilateral.

- Categorias das metástases (M): M seguido por 0 ou 1 indica se o câncer se espalhou para órgãos distantes, por exemplo, os pulmões, fígado ou ossos.

M0: Nenhuma evidência clínica ou radiográfica de metástases à distância.

cM0 (i+): Nenhuma evidência clínica ou radiográfica de metástases à distância, mas depósitos de células tumorais detectadas molecularmente ou microscopicamente em sangue circulante, medula óssea ou outro tecido nodal não regional que são $\leq 0,2$ mm em um paciente sem sintomas ou sinais de metástases.

M1: Metástases detectáveis distantes determinadas por meios clínicos e radiográficos clássicos e/ou comprovadas histologicamente $> 0,2$ mm (na maioria das vezes nos ossos, pulmões, cérebro ou fígado).

- Estágios do câncer de mama: Depois que o câncer de mama foi diagnosticado, testes são feitos para descobrir se as células cancerosas se espalharam dentro da mama ou para outras partes do corpo, esse processo é chamado de estadiamento e determina o estágio da doença. É importante conhecer o estágio para planejar o tratamento. Os seguintes exames e procedimentos podem ser usados para determinar a fase da doença:

- **Biópsia do linfonodo sentinela**: Consiste na remoção do linfonodo sentinela, que é o primeiro linfonodo a receber drenagem linfática de um tumor, sendo, provavelmente o primeiro linfonodo que o câncer se espalhará. Uma substância radioativa é injetada perto do tumor e flui através dos dutos linfáticos para os gânglios linfáticos, como mostra a Fig. 2.9. O primeiro linfonodo a receber a substância é removido. A análise do tecido é feita por um patologista, se as células cancerosas não forem encontradas, pode não ser necessário remover mais linfonodos.

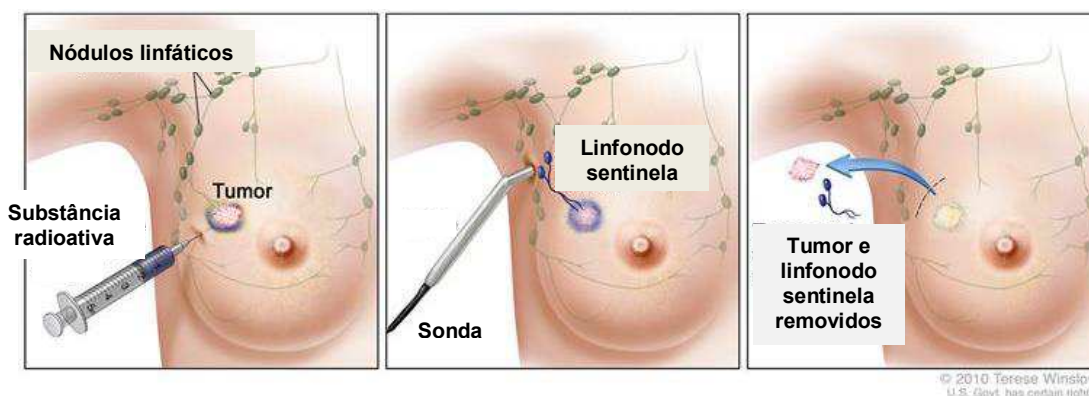


Figura 2.9 - Biópsia do linfonodo sentinela (Disponível em: <<https://www.cancer.gov/images/cdr/live/CDR661757-750.jpg>> Acesso em 08 de janeiro de 2018).

- Radiografia de tórax: Raio X dos órgãos e ossos dentro do tórax, Fig. 2.10 (A).
- Tomografia computadorizada (CT Scan): Nesse procedimento são adquiridas uma série de imagens detalhadas de áreas dentro do corpo, tiradas de diferentes ângulos. As imagens são feitas por um computador ligado a uma máquina de raios X, Fig. 2.10 (B). Um corante pode ser injetado na veia ou ingerido para que os órgãos e tecidos fiquem nítidos no exame.
- Escaneamento ósseo: Procedimento para verificar se há células cancerosas nos ossos. Material radioativo é injetado em uma veia e flui pela corrente sanguínea. O material radioativo é coletado nos ossos e é detectado por um scanner, Fig. 2.10 (C).
- Tomografia por emissão de pósitrons (PET Scan): Uma pequena quantidade de glicose radioativa é injetada em uma veia. O scanner gira em torno do corpo e faz uma foto de onde a glicose está sendo usada no corpo, Fig. 2.10 (D). As células tumorais malignas aparecem mais brilhantes na imagem porque são mais ativas e consomem mais glicose do que as células normais.

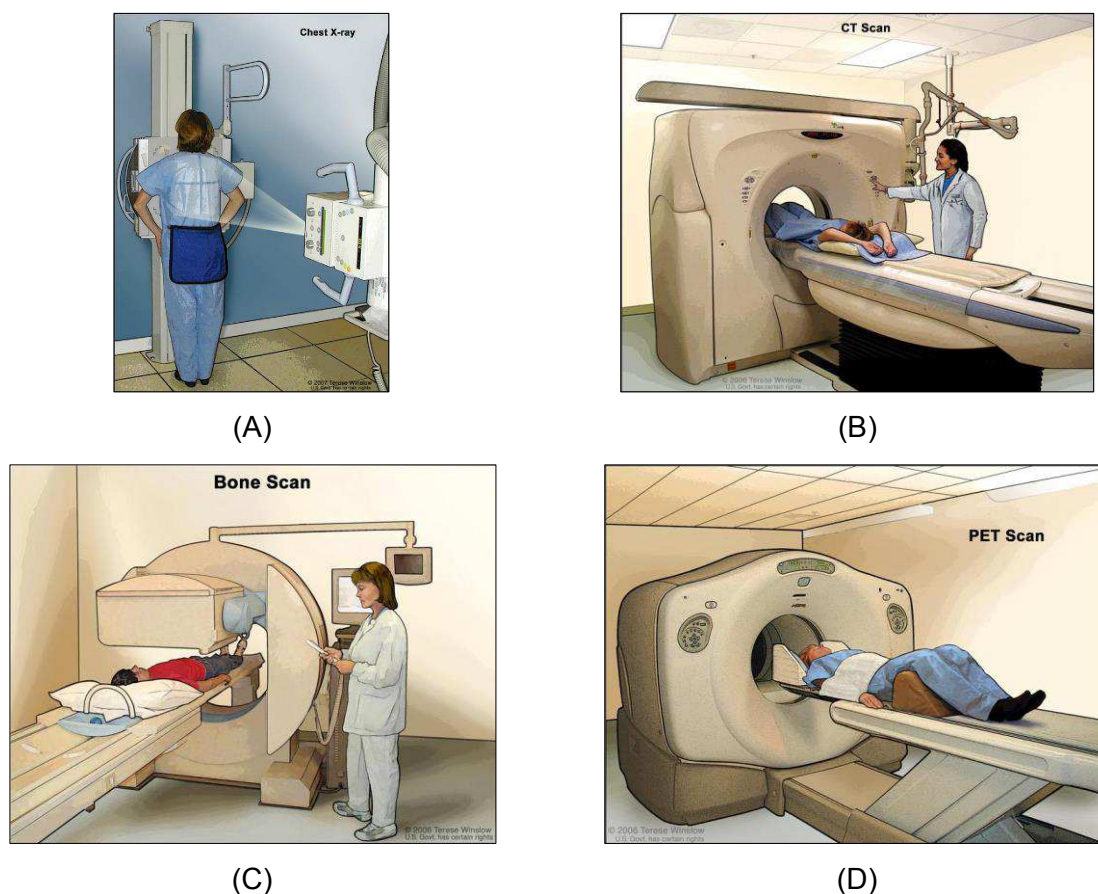


Figura 2.10 – Exames para determinar o estágio do câncer de mama: (A) Raio X do tórax; (B) Tomografia computadorizada; (C) Escaneamento ósseo; (D) Tomografia por emissão de pósitrons (Disponível em: <2018https://www.cancer.gov/types/breast/patient/breast-screening-pdq#section/_13> Acesso em 08 de janeiro de 2018).

O estágio de câncer de mama é baseado nos resultados dos testes que são feitos no tumor e nódulos linfáticos removidos durante a cirurgia e em outros testes, sendo divididos em:

→ **Estágio 0** (Carcinoma *in situ*): Existem 3 tipos de carcinoma mamário *in situ*

- Carcinoma ductal *in situ* (DCIS): É uma condição não invasiva em que células anormais são encontradas no revestimento de um ducto mamário, Fig. 2.11(A). As células anormais não se espalharam para fora do ducto em outros tecidos na mama. Em alguns casos, DCIS pode se tornar câncer invasivo e se espalhar para outros tecidos. Neste momento, não há como saber quais lesões podem se tornar invasivas.
- Carcinoma lobular *in situ* (LCIS): É uma condição em que células anormais são encontradas nos lóbulos da mama, Fig. 2.11(B). Esta condição raramente se torna um câncer invasivo.

- Doença de Paget: Condição em que células anormais são encontradas apenas no mamilo.

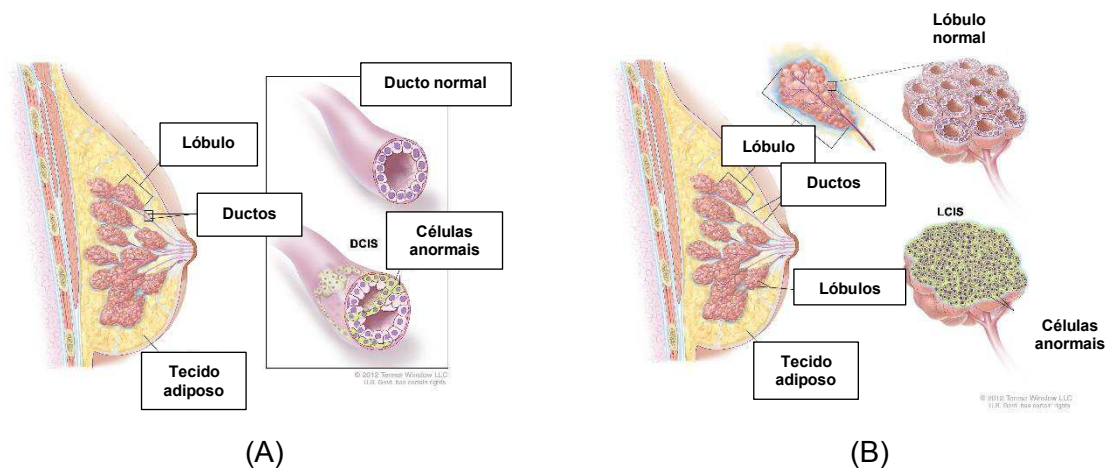


Figura 2.11 – Estágio 0: (A) Carcinoma ductal *in situ* (DCIS); (B) Carcinoma lobular *in situ* (LCIS) (Disponível em: https://www.cancer.gov/types/breast/hp/breast-treatment-pdq#section/_27 Acesso em 08 de janeiro de 2018).

→ **Estágio I:** No estágio I, o câncer se formou. Esse estágio é dividido em IA e IB, como mostra a Fig. 2.12.

- Estágio IA: O tumor é de 2 cm ou menor e o câncer não se espalhou para fora do peito.
- Estágio IB: Grupos pequenos de células de câncer de mama (maiores que 0,2 mm, mas não maiores que 2 mm), são encontrados nos gânglios linfáticos. Nenhum tumor é encontrado na mama ou o tumor é de 2 cm ou menor.

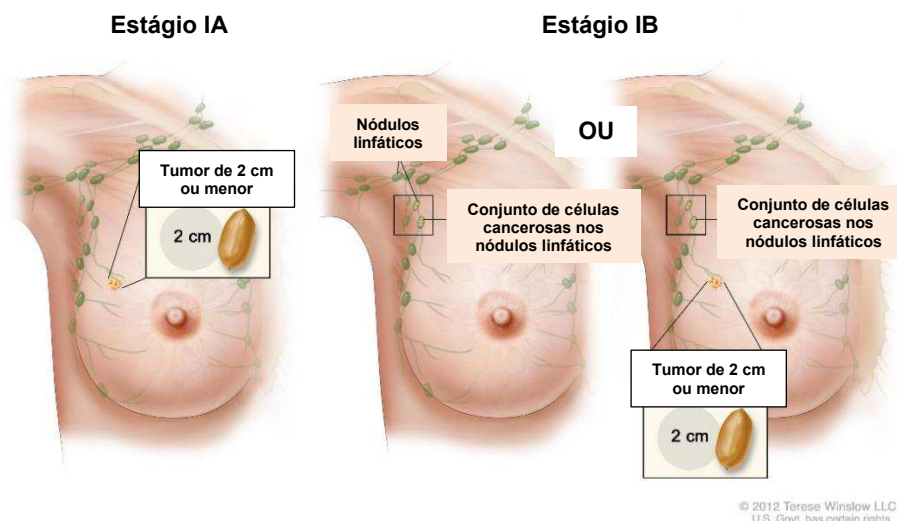


Figura 2.12 – Estágio I do câncer de mama: Estágio IA e Estágio IB (Disponível em: https://www.cancer.gov/types/breast/hp/breast-treatment-pdq#section/_27 Acesso em 08 de janeiro de 2018).

→ **Estágio II:** O estágio II é dividido em estágios IIA e IIB, apresentados na Fig. 2.13.

- Estágio IIA:

- ✓ Nenhum tumor é encontrado na mama ou o tumor é de 2 cm ou menor. O câncer (maior que 2 mm) é encontrado em 1 a 3 linfonodos axilares ou nos linfonodos perto do esterno (encontrado durante uma biópsia do linfonodo sentinela);
OU
- ✓ O tumor é maior do que 2 cm, mas não superior a 5 cm. O câncer não se espalhou para os gânglios linfáticos.

- Estágio IIB:

- ✓ O tumor é maior do que 2 cm, mas não maior que 5 cm. Pequenos agrupamentos de células de câncer de mama (maiores do que 0,2 mm, mas não maiores que 2 mm), são encontrados nos gânglios linfáticos;
OU
- ✓ O tumor é maior do que 2 cm, mas não maior que 5 cm. O câncer se espalhou para 1 a 3 linfonodos axilares ou para os linfonodos perto do esterno (encontrado durante uma biópsia do linfonodo sentinela);
OU
- ✓ O tumor é maior que 5 cm. O câncer não se espalhou para os gânglios linfáticos.

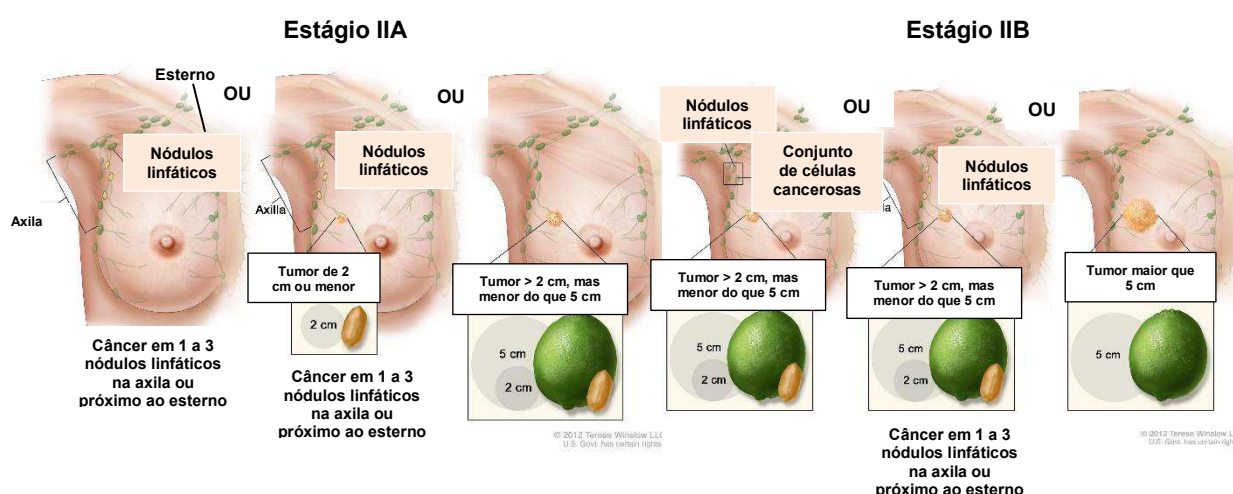


Figura 2.13 – Estágio II do câncer de mama: Estágio IIA e Estágio IIB (Disponível em: https://www.cancer.gov/types/breast/hp/breast-treatment-pdq#section/_27 Acesso em 08 de janeiro de 2018).

→ **Estágio III:** O estágio III é subdivido em Estágio IIIA, IIIB e IIIC detalhados a seguir e ilustrados na Fig. 2.14.

- Estágio IIIA:

- ✓ Nenhum tumor é encontrado na mama ou o tumor pode ser de qualquer tamanho. O câncer é encontrado em 4 a 9 linfonodos axilares ou nos linfonodos perto do esterno (encontrado durante exames de imagem ou exame físico);
OU
- ✓ O tumor é maior que 5 cm. Pequenos agrupamentos de células de câncer de mama (maiores do que 0,2 mm, mas não maiores que 2 mm), são encontrados nos gânglios linfáticos;
OU
- ✓ O tumor é maior que 5 cm. O câncer se espalhou para 1 a 3 linfonodos axilares ou para os linfonodos perto do esterno (encontrado durante uma biópsia do linfonodo sentinela).

- Estágio IIIB:

- ✓ O tumor pode ser de qualquer tamanho e o câncer se espalhou para a parede torácica e/ou para a pele da mama e causou inchaço ou úlcera.
- ✓ Além disso, o câncer pode se espalhar para até 9 linfonodos axilares ou para os gânglios linfáticos perto do esterno.
- ✓ O câncer que se espalhou para a pele da mama também pode ser câncer inflamatório de mama.

- Estágio IIIC:

- ✓ Nenhum tumor é encontrado na mama ou o tumor pode ser de qualquer tamanho. O câncer pode ter se espalhado para a pele da mama e causou inchaço ou úlcera e/ou se espalhou para a parede torácica.
- ✓ Além disso, o câncer pode se espalhar para 10 ou mais linfonodos axilares ou nódulos linfáticos acima ou abaixo da clavícula ou linfonodos axilares e linfonodos perto do esterno.
- ✓ O câncer que se espalhou para a pele da mama também pode ser câncer inflamatório de mama.

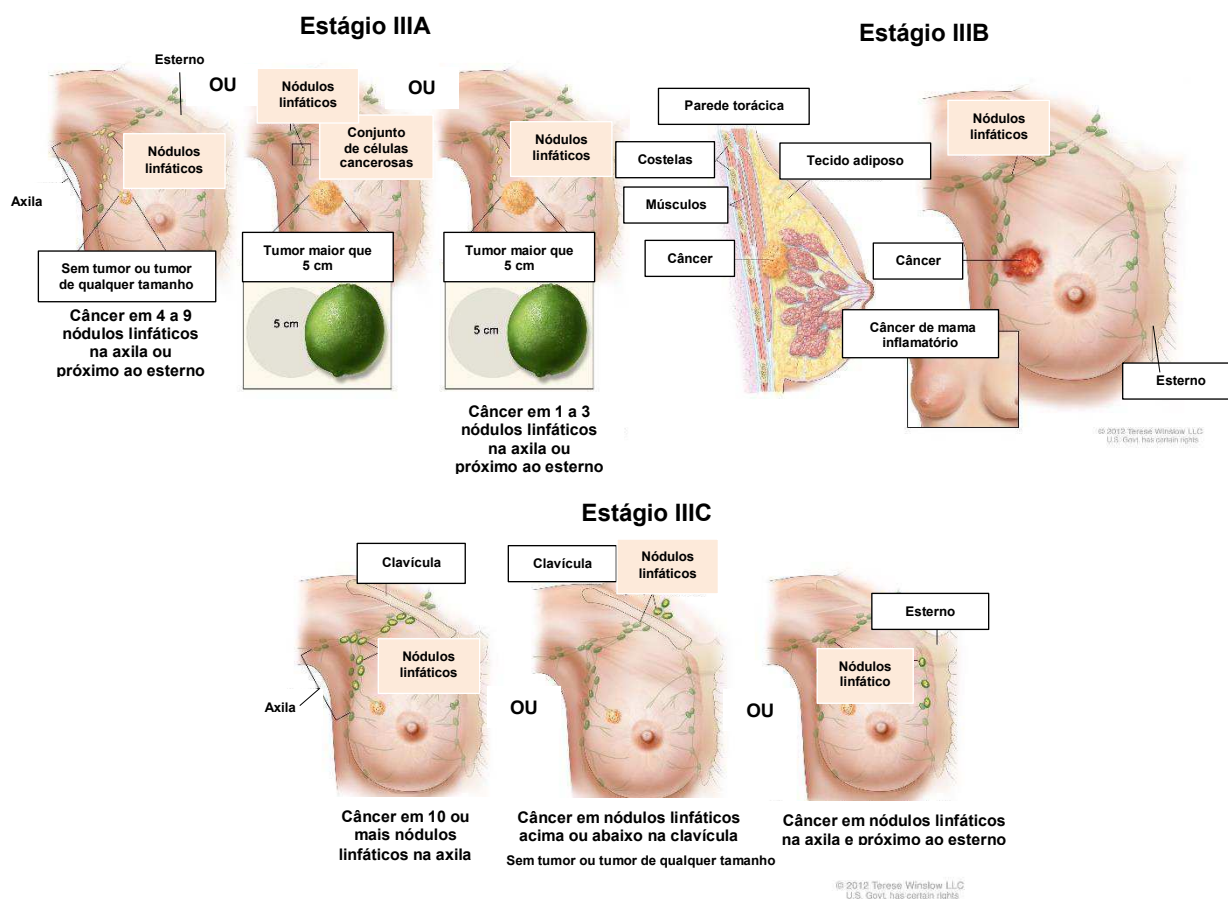


Figura 2.14 – Estágio III do câncer de mama: Estágio IIIA, Estágio IIIB e Estágio IIIC (Disponível em: https://www.cancer.gov/types/breast/hp/breast-treatment-pdq#section/_27 Acesso em 08 de janeiro de 2018).

→ **Estágio IV:** O câncer se espalhou para outros órgãos do corpo, na maioria dos casos os ossos, pulmões, fígado ou cérebro, Fig. 2.15.

No Brasil, a grande maioria das mulheres com câncer de mama chega aos serviços de saúde com tumores localmente avançados, ou seja, de tamanho maior do que 3 cm, com linfonodos axilares comprometidos e com possibilidade de desenvolver precocemente as metástases. Esses tumores encontram-se categorizados no Estágio IIB ou mais avançados (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

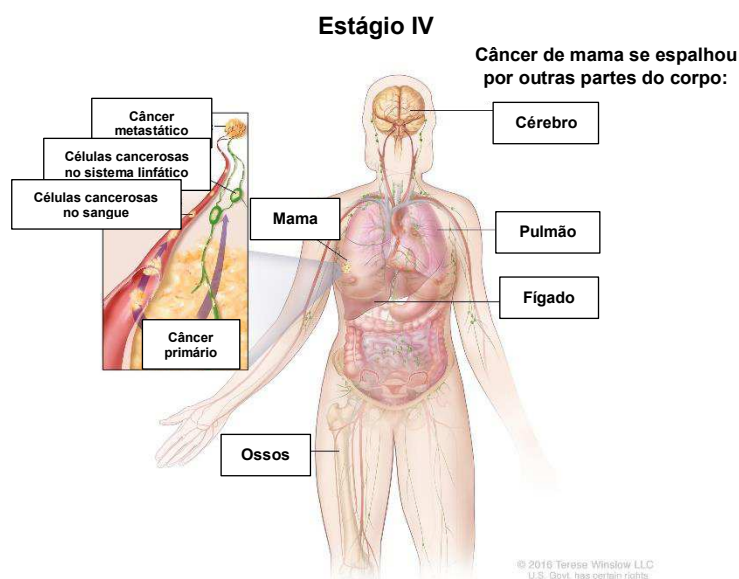


Figura 2.15 – Estágio IV do câncer de mama (Disponível em: https://www.cancer.gov/types/breast/hp/breast-treatment-pdq#section/_27 Acesso em 08 de janeiro de 2018).

A Tabela 2.1 mostra a associação das categorias de tumor, nódulos e metástases com os estágios do câncer de mama.

Tabela 2.1 - Grupamento por estágios do câncer de mama (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

Grupamento por estágios (UICC/TNM - 1998)				
Estágio 0		Tis	N0	M0
Estágio I		T1	N0	
Estágio II	IIA	T0	N1	
		T1		
		T2	N0	
	IIB	T2	N1	
		T3	N0	
Estágio III	IIIA	T0	-	
		T1	N2	
		T2	-	
		T3	N1,N2	
	IIIB	T4	Qualquer N	
		Qualquer T	N3	
Estágio IV		Qualquer T	Qualquer N	M1

2.4. Tratamentos para o Câncer de Mama

O tratamento do câncer de mama é um processo de múltiplas etapas, cujas modalidades terapêuticas são: cirurgia, radioterapia, tratamento sistêmico (quimioterapia e

hormonioterapia) e reabilitação. A associação dos tratamentos cirúrgico, quimioterápico e radioterápico tem grande eficácia na redução da possibilidade de reaparecimento da doença. O sucesso do tratamento, caracterizado pelo controle da doença, dependerá de características chamadas fatores prognósticos. Do ponto de vista clínico, os mais importantes são a extensão do comprometimento axilar e o tamanho do tumor, assim, quanto menores o tamanho do tumor e o comprometimento axilar, maiores serão as chances de cura da doença (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

- Tratamento cirúrgico

Os tratamentos cirúrgicos tem por finalidade promover o controle local, a mutilação mínima e a obtenção de informações a respeito da biologia do tumor e de seu prognóstico, modulando assim o tratamento adjuvante. Os tratamentos existentes são as cirurgias radicais e as cirurgias conservadoras. O tratamento cirúrgico radical do câncer de mama é indicado, em geral, para carcinomas infiltrados maiores do que 3 cm. A técnica consiste na retirada do tecido glandular e da maior parte da pele que recobre a mama. As cirurgias radicais empregadas são a mastectomia radical clássica, conhecida como técnica de Halsted, e as mastectomias radicais modificadas, em que é preservado o músculo peitoral maior, na técnica de Patey, ou os dois músculos peitorais, na técnica de Madden. A partir da década de 1980, o tratamento cirúrgico se tornou menos agressivo, devido a estudos que mostraram que a cirurgia conservadora obteve os mesmos resultados oncológicos que a mastectomia radical de Halsted, em pacientes com tumores de até 2 cm de diâmetro. A técnica realizada é chamada de quadrantectomia e consiste na ressecção de aproximadamente $\frac{1}{4}$ da mama, com margens de segurança de, pelo menos, 2 cm em todas as direções, remoção da pele correspondente, exérese da fáscia do músculo grande peitoral e esvaziamento axilar. A cirurgia é complementada pela radioterapia que é iniciada de 2 a 5 semanas após a cirurgia e tem como objetivo tratar o tecido mamário remanescente (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

- Radioterapia

A radioterapia é um tratamento terapêutico baseado na aplicação de radiação ionizante com o objetivo de matar as células tumorosas, devido a sua perda de capacidade de reprodução. Isto ocorre, pois, os fótons ou partículas carregadas interagem com a água intracelular produzindo radicais livres altamente reativos que, por sua vez, interagem com o DNA e causam a quebra das cadeias, o que interfere no processo de reprodução da célula.

As radiações ionizantes encontram-se na porção de alta energia do espectro eletromagnético e são caracterizadas pela capacidade de excitar ou ionizar átomos de um material absorvente. O decaimento nuclear de núcleos radioativos produz vários tipos de radiação, incluindo raios gama não carregados, raios beta carregados negativamente (elétrons), partículas alfa carregadas positivamente (íons de hélio) e nêutrons. As radiações ionizantes resultantes são exploradas terapeuticamente em tratamentos de braquiterapia ou para produzir feixes de teleterapia. A radioterapia por fonte externa é entregue através de aceleradores lineares que produzem feixes de fótons (raios X), bombardeando um alvo como o tungstênio com elétrons acelerados (BEREK e HACKER, 2010).

O tratamento cirúrgico e a radioterapia são métodos usados em conjunto para melhorar o controle local da doença e reduzir a morbidade do tratamento. Assim, os tumores maiores, que não seriam controlados com doses toleráveis de radiação, são removidos por cirurgia e a radiação esteriliza os focos neoplásicos no parênquima mamário remanescente. Dessa forma, as modalidades podem ser combinadas nos seguintes procedimentos: 1) irradiação pré-cirúrgica; 2) cirurgia de diagnóstico seguida por irradiação definitiva; 3) irradiação intra-operatória, em que a radiação é aplicada diretamente no local de maior risco, através de um implante permanente ou um feixe de elétrons, e o tecido normal pode ser preservado da radiação; 4) tratamento cirúrgico seguido por irradiação pós-operatório, possibilitando o controle local da doença (BEREK e HACKER, 2010).

A técnica de radioterapia pode ser aplicada de três formas: teleterapia, braquiterapia e soluções radioativas. A teleterapia consiste na aplicação de raios X a partir de uma fonte posicionada a certa distância do corpo, sendo conhecida como radioterapia por fonte externa. Na braquiterapia, a fonte de radiação é colocada dentro ou em posição adjacente ao volume de destino, chamada também de terapia intracavitária ou intersticial. As soluções radioativas contêm isótopos, como ouro coloidal radioativo, e são introduzidas na cavidade para tratar as suas paredes (BEREK e HACKER, 2010).

- Terapias sistêmicas

A quimioterapia adjuvante ou preventiva é aplicada com o intuito de evitar o aparecimento de metástases depois do tratamento inicial. Nesse tratamento são utilizadas substâncias citotóxicas, eficazes em destruir células cancerosas, pois interferem, na síntese ou função do ácido nucleico da célula através de diferentes mecanismos. Os esquemas com mais de uma droga (poliquimioterapia) apresentam melhores resultados do que os monoterápicos. O resultado final será um aumento significativo do tempo livre de doença e da

sobrevida das mulheres submetidas a esta modalidade terapêutica (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

A hormonoterapia tem a finalidade adjuvante preventiva ou no tratamento de metástase recém-implantada. A técnica utiliza drogas com propriedades anti-estrogênicas, pois a maioria dos casos de câncer de mama é de tumores estimulados durante o seu crescimento por hormônios, principalmente os estrogênios. A mais usada é o tamoxifen, um agente competidor pelos receptores estrogênicos que existem na mama e em diversos órgãos. Ele deve ser administrado na dose de 20mg por dia por um período de 5 anos, especialmente em mulheres na pós-menopausa. Outro recurso hormonioterápico são as substâncias inibidoras da enzima aromatase. Essas drogas atuam melhor em mulheres que têm tumores na pós-menopausa e naquelas que responderam bem, mas temporariamente, à terapia hormonal de primeira linha, o tamoxifen (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002).

A terapia sistêmica neo-adjuvante consiste na realização de quimioterapia, hormonoterapia e/ou imunoterapia antes do tratamento cirúrgico do câncer de mama, principalmente, nas mulheres com doença localmente avançada. A realização desta terapia é baseada em três objetivos. O principal seria reduzir o tamanho do tumor e aumentar as opções cirúrgicas, transformando tumores inoperáveis em operáveis e possibilitando mais cirurgias conservadoras. Outros objetivos seriam tratar micrometástases ocultas precocemente, evitando o desenvolvimento da doença sistêmica, e avaliar *in vivo* e de maneira rápida a resposta tumoral aos diferentes regimes de quimioterapia e/ou hormonoterapia (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

- Hipertermia e Ablação térmica

Os tratamentos por hipertermia e ablação térmica são utilizados em combinação com a radioterapia e a quimioterapia. O objetivo principal da hipertermia é elevar a temperatura das regiões cancerígenas a valores entre 42 e 45 °C, pois nesses níveis de temperatura os tumores se tornam mais sensíveis à radiação e/ou à quimioterapia, aumentando a eficiência geral do tratamento. Por outro lado, a ablação térmica visa destruir o tumor elevando a sua temperatura acima de 50°C. Uma das maiores dificuldades é a avaliação precisa da temperatura na região submetida ao tratamento, assim, o conhecimento preciso da temperatura no tempo e no espaço possibilita a melhora da eficácia e reduz os riscos envolvidos na terapia (TEIXEIRA et al., 2014).

A temperatura deve ser determinada através de um método não invasivo. Inicialmente, utilizou-se a ressonância magnética, entretanto, existiam diversas desvantagens, como o alto custo, a dificuldade de manuseio da mesa de exame e a impossibilidade de usar em conjunto

outros equipamentos sensíveis ao eletromagnetismo. Desta forma, o ultrassom foi apontado com uma técnica alternativa, pois possuía versatilidade, baixo custo e permitia a aplicação de calor e a estimativa de temperatura, simultaneamente. As características do sinal do ultrassom nos domínios da frequência e do tempo, como eco variações temporais, variações na frequência e alterações na energia de retrodifusão, são obtidos para realizar a correlação com as mudanças de temperatura (TEIXEIRA et al., 2014).

Os métodos de processamento de imagens também foram aplicados para estimar as temperaturas de forma não invasiva. A variação de temperatura induz a alterações na propagação das ondas, o que modifica a retrodifusão do sinal do ultrassom e pode ser observado nas imagens. Os efeitos principais são o movimento aparente da imagem, devido a alterações na velocidade do som, e as variações na intensidade da imagem, devido as mudanças na amplitude do sinal de eco, que surgem na atenuação e propriedades retrodifusivas (TEIXEIRA et al., 2014).

CAPÍTULO III

MÉTODOS NÃO-CONVENCIONAIS PARA A DETECÇÃO DOS TUMORES MAMÁRIOS

Ao longo das últimas décadas, a necessidade de técnicas de baixo custo e eficazes para o rastreamento e o diagnóstico de câncer de mama levou ao desenvolvimento de várias novas tecnologias. Dentre estas, três técnicas recentes são a imagens por palpação eletrônica (*Electronic Palpation Imaging - EPI*), o escaneamento por impedância elétrica (*Electrical Impedance Scanning - EIS*) e as imagens infravermelhas.

A técnica por imagem por palpação eletrônica detecta a presença de um tumor na mama, gerando um mapa da rigidez do tecido mamário, impondo ondas de pressão e observando o deslocamento resultante de diferentes regiões da mama. No método de escaneamento por impedância elétrica, a impedância elétrica da mama é medida para detectar a presença de tumores. A condutividade elétrica do tumor é maior que a do tecido mamário saudável e, portanto, a impedância elétrica é menor do que no tecido saudável.

As técnicas de imagens térmicas, como a termografia de cristal líquido e a imagem infravermelha (IR), dependem das leituras de temperatura na superfície da mama. Uma vez que os tumores são grupos de células que se multiplicam de maneira descontrolada, a taxa de geração de calor metabólica e a taxa de perfusão sanguínea do tumor são superiores aos tecidos saudáveis. O aumento da geração de calor no tumor é dissipado para o tecido circundante e pode ser visto como um pico de temperatura na superfície da mama. Além destas técnicas apresentadas previamente, tem-se a elastografia que pode ser feita como parte de um exame de ultrassom e baseia-se no fato de que os tumores de mama tendem a ser mais rígidos do que os tecidos mamários circundantes. Neste capítulo serão apresentados trabalhos que usaram os métodos de detecção comentados.

3.1. Detecção de Tumores baseada na Técnica de Termografia

3.1.1. Fundamentos da técnica de termografia

O espectro infravermelho foi descoberto por Herschel em 1800, enquanto pesquisava filtros óticos que poderiam reduzir o brilho em imagens do sol em telescópios. Em 1840, Herschel desenvolveu a primeira imagem térmica, chamada de termograma, usando a evaporação diferencial de uma fina película de óleo exposta a um padrão de calor. A primeira câmera infravermelha foi inventada em 1929 por Tihanyi, que trabalhava na defesa antiaérea das forças armadas da Grã-Bretanha. Ocorreu um progresso significativo no desenvolvimento de fotodetectores e conversores de imagem no período entre a Primeira e a Segunda Guerra Mundial. Foi apenas no final da década de 1960 que as câmeras infravermelhas começaram a ser comercializadas e a imagem térmica tornou-se acessível a um público mais amplo e não somente para fins militares (KYLILI et al., 2014).

A técnica de termografia infravermelha é baseada na medição da distribuição da energia térmica radiante que é emitida de um alvo. A energia térmica que é medida pelo sensor de temperatura da câmara infravermelha consiste na energia emitida pelo próprio alvo, assim como a energia refletida pelo ambiente através da superfície do objeto. A câmera infravermelha gera uma sequência de imagens da distribuição térmica e é calibrada para medir a energia de emissão da superfície em uma área com várias faixas de temperatura. Essas câmeras contêm detectores refrigerados, necessários para o funcionamento dos semicondutores que detectam a energia infravermelha proveniente do objeto alvo. A radiação emitida a partir do alvo é focada pelo sistema óptico para o sensor de infravermelho e o sinal de resposta elétrica é convertido em uma imagem digital. As diferentes cores mostradas na imagem correspondem à distribuição da temperatura na superfície alvo. As anomalias térmicas indicadas pelas cores distintas do padrão, como temperaturas menores ou maiores, devido ao calor retido em uma trinca, por exemplo, indicam a existência de alguma irregularidade na estrutura (KYLILI et al., 2014).

Essa técnica possibilita as avaliações qualitativas e quantitativas que podem ser passivas ou ativas, do tipo pulsado ou *lock-in*, como mostra a Fig. 3.1. Na abordagem passiva mede-se a diferença de temperatura na estrutura que ocorre sob condições normais, sendo tipicamente um teste qualitativo, pois o objetivo principal é apenas localizar as anomalias térmicas. Enquanto que a abordagem ativa gera as diferenças de temperatura na estrutura usando um estímulo externo, sendo que este compreende qualquer tipo de fonte de calor externa, tais como lâmpadas, fornos ou compressas quentes, enquanto que a natureza do estímulo distingue o tipo de método, pulsado ou *lock-in* (KYLILI et al., 2014).

A termografia pulsada é um método ativo, sem contato e não destrutivo. As medições são realizadas a partir do estímulo térmico de um pulso de aquecimento aplicado na superfície analisada e o monitoramento das variações de temperatura na superfície durante as fases transientes de aquecimento e resfriamento é realizado com a câmera infravermelha. As não uniformidades no material são caracterizadas por diferentes propriedades térmicas que afetam a temperatura da superfície no termograma, assim, é possível detectá-las. Uma interpretação precisa das fontes de anomalias em termos de tamanho, posição e propriedades físicas, é obtida somente através de uma análise quantitativa dos dados térmicos adquiridos (KYLILI et al., 2014).

A termografia ativa *lock-in* pode ser realizada pela estimulação através de uma lâmpada de aquecimento, chamada de termografia *lock-in* ótica, ou pela estimulação com ondas elásticas, conhecida como termografia *lock-in* por ultrassom. Nessas abordagens, o sistema termográfico é acoplado a uma fonte de calor e é operado de maneira que os resultados sejam as modulações de temperatura. Esta modulação é obtida de um sinal elétrico não linear produzido pelo módulo de *lock-in* que permite também a variação de frequência (KYLILI et al., 2014).

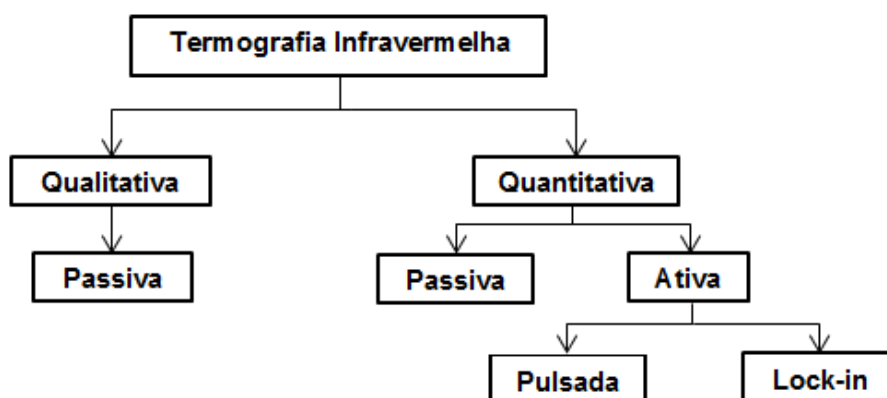


Figura 3.1 – Técnicas de termografia infravermelha (adaptada de KYLILI et al., 2014).

A técnica de termografia tem a vantagem de ser um método não invasivo, sem contato, com capacidade de realizar as medições da temperatura na superfície em tempo real, detectar áreas problemáticas invisíveis a olho nu e possibilitar uma interpretação dos resultados em formato de imagem. A precisão das medições depende de uma série de parâmetros, incluindo a emissividade do material analisado, as partículas atmosféricas, a temperatura ambiente, a velocidade do vento e a distância do objeto investigado, que podem potencialmente resultar em leituras que não correspondem aos valores reais. A emissividade é um obstáculo comum ao método de termografia. As superfícies não metálicas, que têm elevados valores de

emissividade, maiores do que 0,8, são facilmente detectadas pela câmara infravermelha, entretanto, as superfícies metálicas que apresentam baixa emissividade agem como refletoras e não emitem energia de forma eficiente. Além disso, durante a transmissão de energia a partir do objeto investigado para a câmera, a energia pode ser espalhada ou absorvida por partículas atmosféricas maiores, limitando as medições. Um dos fatores que podem prejudicar as medições é a temperatura do ar ambiente muito elevada ou muito baixa, que torna o sistema menos estável, e a distância do alvo a partir da câmara, que é um fator que afeta a resolução da imagem. Assim, quanto maior for a distância, menor é a resolução e consequentemente, detalhes da imagem são perdidos devido ao cálculo da média das temperaturas dentro de um pixel. Deve-se observar também que as leituras feitas a partir de um ângulo reto apresentam mais informações do que as medições realizadas a partir de outros ângulos. Outra potencial fonte de erro é a velocidade do vento, pois elevadas velocidades resultam em maiores taxas de convecção de calor levando a temperaturas de superfície do alvo reduzidas (KYLILI et al., 2014).

A termografia infravermelha apresenta aplicações em diversas áreas distintas. Nas estruturas de engenharia civil é amplamente empregada na detecção de vazios e irregularidades próximas a superfície e na avaliação das características térmicas da construção para a prevenção e monitoramento. Com essa técnica também são feitas análises não destrutivas do comportamento de fraturas em materiais metálicos. A termografia infravermelha estimulada por ultrassom, conhecida como vibrotermografia, é usada na identificação de defeitos, trincas e delaminações de compósitos e metais, a partir do calor gerado como resposta à vibração aplicada. Além disso, pode ser utilizada em análises de problemas termoelásticos, onde são avaliados os efeitos do calor nas propriedades mecânicas do material e também o efeito inverso, quando a aplicação de uma tensão provoca variações na temperatura da estrutura. A natureza não invasiva desse método também permite seu emprego no campo da medicina, uma vez que a existência de temperaturas anormais no corpo é um indicador natural de doenças. Assim, tem sido usada no diagnóstico de câncer de mama, diabetes neuropáticas, doenças vasculares periféricas e para a detecção de problemas associados com a ginecologia, transplante renal, dermatologia, coração, fisiologia neonatal, triagem de febre e de imagens do cérebro (KYLILI et al., 2014).

3.1.2. Termografia na detecção de tumores mamários

Os primeiros registros de diagnósticos termobiológicos foram encontrados nos estudos de Hipócrates cerca de 480 a.C. Em sua técnica uma pasta de lama era depositada sobre o paciente e as áreas que secavam mais rápido, por estarem mais quentes, indicavam a

possível existência de patologias nos órgãos subjacentes. Desde então, a investigação contínua e observações clínicas revelaram que as temperaturas relativas ao corpo humano podem ser um indicativo da normalidade dos processos fisiológicos. Lawson (1956) foi um dos primeiros pesquisadores a desenvolver estudos sobre o diagnóstico de câncer de mama usando imagens infravermelhas, ao observar que a temperatura da pele sobre o câncer na mama era maior do que a obtida em um tecido normal. Ele também demonstrou que o sangue venoso drenado de um câncer apresentou temperaturas mais elevadas do que o seu suprimento arterial. Esses resultados preliminares que mostraram uma relação entre o perfil de temperatura na superfície da mama e a presença de tumor maligno levaram a termografia mamária a ser aprovada pelo FDA (*Food and Drug Administration*) como uma ferramenta complementar à mamografia para detecção de câncer de mama nos Estados Unidos, em 1982 (KANDLIKAR et al., 2017).

Durante os primeiros estágios da termografia infravermelha, a taxa de diagnósticos positivos verdadeiros foi baixa, menor do que 41%. Esta baixa precisão ocorre, principalmente, devido à falta de padrões relativos às condições de medição e a falta de treinamentos dos clínicos responsáveis pelo exame. A mudança nesse cenário começou no início dos anos 2000 com as melhorias nas câmeras infravermelhas e os rápidos avanços em computação e simulação, que levaram os pesquisadores a explorar novamente a termografia como ferramenta de rastreamento para detectar o câncer de mama (KANDLIKAR et al., 2017).

A imagem infravermelha não usa radiação ionizante, acesso venoso ou outros procedimentos invasivos, não sendo nociva ao paciente (AMALU et al., 2006). Além disso, é indolor, não tem contato com a superfície da pele, não provoca incômodo e apresenta baixo custo comparado aos exames tradicionais, como a mamografia, ultrassonografia e ressonância magnética. Outra vantagem está na possibilidade de diagnosticar câncer em mulheres jovens, pois os tecidos densos que essas pacientes possuem dificultam a visualização precoce do tumor nos exames de raios X. A termografia também é muito útil na detecção do câncer de mama não palpável e que não são detectados por outros exames (JIANG, ZHAN e LOEW, 2011; BORCHARTT et al., 2013).

A câmera infravermelha é sensível à radiação infravermelha eletromagnética emitida pelo corpo humano. A radiação emitida por um ponto da pele é convertida diretamente para um valor de temperatura que representará esse ponto e será mapeado em um pixel da imagem. Os sensores térmicos usados na captação da radiação dependem do tipo de câmera. Os equipamentos usados para fins biomédicos possuem sensores com sensibilidade de aproximadamente 0,05 °C e faixa de captura que varia entre 15 °C e 45 °C, gerando imagens com resolução mínima de 320 x 240 pixels. As dimensões adequadas para as imagens variam de acordo com a distância entre o paciente e a câmera. A câmera estima a temperatura do

corpo humano com base em três componentes emitidos: a radiação do corpo, a radiação dos objetos que estão nas regiões vizinhas e que é refletida pelo corpo e a radiação do meio circundante. Os valores para a emissividade da pele humana, que é de cerca de 0,98, a temperatura ambiente, a umidade relativa, a faixa de temperatura de operação e a distância entre a câmera e o corpo devem ser definidos na câmera. Assim, o aparato converte a radiação medida pelo seu sensor para uma matriz com os valores de temperatura (BORCHARTT et al., 2013).

As células cancerosas presentes na mama produzem óxido nítrico que interfere no controle neuronal do fluxo nos vasos sanguíneos, provocando uma vasodilatação local nas fases iniciais do crescimento canceroso e promovendo a angiogênese em fases posteriores. O aumento do fluxo sanguíneo na área causa um aumento da temperatura em comparação com a temperatura normal da mama. Observa-se que mesmo lesões mamárias profundas modificam a temperatura obtida na pele. Os processos metabólicos do câncer de mama também contribuem para o aumento de calor detectado. Em indivíduos saudáveis, a temperatura é geralmente simétrica em relação à linha média do corpo, assim, as imagens contralaterais normais são relativamente simétricas e, portanto, as assimetrias podem indicar alguma anormalidade. Dessa forma, a termografia infravermelha possibilita a detecção do câncer na mama por meio da identificação de áreas de distribuição de temperatura assimétrica na superfície da mama (BORCHARTT et al., 2013).

A aquisição das imagens térmicas pode ser classificada em relação ao comportamento do corpo submetido à transferência de calor, como estática ou dinâmica, e em relação à repetição, como captura única, sequencial ou acompanhada. Na aquisição estática, o paciente permanece em equilíbrio térmico com o ambiente, enquanto que no procedimento dinâmico, é feito o monitoramento da recuperação da temperatura da pele após a aplicação de um estresse térmico, resfriamento ou aquecimento, ou estresse químico, vasodilatadores ou vasoconstritores. Quando um processo de captura dinâmica é realizado, a paciente é exposta a um fluxo de ar fresco dirigido para a mama e as imagens são adquiridas durante ou após a exposição. Na captura única, as imagens do paciente são capturadas em um instante de tempo, usado para identificar os pontos quentes e frios e para medir as assimetrias na distribuição da temperatura da pele. No modo sequencial, uma série de imagens é obtida sequencialmente ao longo de um período de minutos, que pode ser configurado na câmara. No modo acompanhado de captura, as imagens adquiridas são separadas por um intervalo de tempo substancial, a cada 3 ou 6 meses, a fim de monitorar o progresso de alguma doença ou detectá-la com antecedência (BORCHARTT et al., 2013).

A obtenção de imagens de qualidade para o diagnóstico da mama requer protocolos de preparo do paciente e do ambiente da sala de aquisição que devem ser rigorosamente

respeitados. A sala deve ser mantida em condições de umidade e temperatura controladas, entre 18 °C e 23 °C com variação permitida de 1 °C durante o exame. Essa faixa de temperatura assegura que o paciente não tenha a sua fisiologia alterada, levando a um estado de muito calor ou frio. A sala também deve ser livre de correntes de ar e fontes infravermelhas de calor, como a luz solar e a iluminação incandescente. Além disso, o chão deve ser coberto com carpete ou o paciente deve usar calçado, a fim de garantir a temperatura fisiologicamente neutra (AMALU et al., 2006).

Para a realização do exame, o paciente deve ser instruído para que antes da aquisição das imagens evite permanecer exposto ao sol, realizar tratamento dos seios, utilizar cosméticos, loções e desodorantes, praticar exercícios físicos e tomar banho. O paciente deve ser submetido a 15 min de aclimação, estando nu da cintura para cima, para atingir uma condição de equilíbrio térmico com o meio ambiente. Neste momento, outras alterações nos valores das temperaturas da superfície do corpo ocorrem lentamente e de maneira uniforme, assim, não afetam as variações nas regiões homólogas. Nos últimos 5 min do período de aclimação, geralmente, o paciente posiciona suas mãos em cima da cabeça. O paciente pode ser posicionado sentado ou em pé durante o período de aclimação. Na posição sentada, deve repousar os braços sobre o apoio de braço da cadeira e mantê-lo longe do corpo para permitir a aclimação apropriada (AMALU et al., 2006).

A posição e a quantidade de imagens térmicas adquiridas são fatores que interferem nas análises e variam nos estudos da literatura. Segundo Amalu et al. (2006), a série de imagens inclui a vista frontal bilateral dos seios, a vista oblíqua dos seios direito e esquerdo e a vista aproximada dos seios direito e esquerdo, separadamente. A vista frontal possibilita a visualização da linha de base das mamas. As vistas oblíquas, aproximadamente 45° em relação ao detector, expõem os quadrantes laterais e mediais das mamas e as vistas aproximadas permitem maior resolução térmica e espacial da imagem.

Kappor e Prasad (2010) propuseram um método automático de análise das imagens térmicas, em que por meio da detecção das bordas e da transformada de Hough foram definidos os padrões de assimetria de temperatura nos seios contralaterais. O paciente foi orientado a evitar o consumo de álcool e cafeína, não fumar e não usar loções e cremes nas mamas, nas duas horas que antecederiam a realização do exame. As mamas foram resfriadas usando um ventilador, por um período de aproximadamente 7 a 10 min antes da aquisição das imagens. A temperatura ambiente foi mantida em 22 °C e a sala permaneceu escura durante o exame para minimizar as fontes de interferências de luz infravermelha. Foram obtidas imagens na posição frontal e oblíqua.

O estudo de Bezerra (2007) teve como principal objetivo estabelecer um protocolo padronizado para a aquisição das imagens infravermelhas da mama e propor uma

metodologia para estimar as propriedades térmicas dos tecidos mamários através de simulações numéricas. A sala de exame foi mantida em condições controladas de temperatura e umidade relativa, entre 24 °C e 28 °C e entre 54 % e 70 %, respectivamente. O paciente foi orientado a permanecer no hospital nas duas horas anteriores ao exame, sem se expor ao sol, sem beber ou comer e sem tomar banho. Para a aquisição das imagens, o paciente sentou-se em uma cadeira por 10 min para aclimação. Este período de tempo é necessário para permitir que o calor metabólico gerado pelo corpo diminua e o equilíbrio térmico com o meio ambiente seja atingido. No período de aclimação do paciente e no momento de aquisição das imagens, as luzes foram apagadas e a sala foi iluminada apenas pela iluminação natural. As imagens foram adquiridas por uma câmera termográfica FLIR ThermoCAM™ S45 e os seguintes parâmetros foram ajustados: emissividade térmica da pele de 0,98, temperatura refletida, temperatura do ar, umidade relativa e distância entre a câmera e o paciente, definida como 1 m. Foram adquiridas duas séries de imagens, a primeira a uma distância fixa de aproximadamente 1 m entre a câmera e o paciente e a segunda, realizada com a câmara próxima do paciente, tendo uma distância variável de acordo com a anatomia. Na primeira série, capturou-se inicialmente uma imagem da vista frontal dos seios com as mãos posicionadas na cintura. Na sequência obtiveram-se imagens com as mãos posicionadas acima da cabeça nas seguintes vistas: frontal de ambas as mamas, interna da mama direita, interna da mama esquerda, externa da mama direita e externa da mama esquerda. A fim de conhecer as dimensões aproximadas dos seios, uma grade metálica foi colocada em frente ao peito do paciente, sem lhe tocar, e outra imagem foi adquirida. Nesta série, a distância da câmera ao paciente não variou para padronizar a aquisição. Na segunda série as imagens obtidas foram: vista frontal de ambas as mamas, vista frontal da mama direita e da mama esquerda separadamente, vista exterior da mama direita e da mama esquerda. Nesta série, a distância entre o paciente e a câmera era menor e ocorriam variações.

A obtenção de imagens infravermelhas pelo método dinâmico pretende aumentar a sensibilidade e a especificidade da termografia. O resfriamento que leva a termoregulação do corpo do paciente pode ser feito a partir da imersão das mãos ou pés em água gelada, usando ventiladores ou spray de álcool. O mecanismo envolvido nessa técnica é puramente neurovascular e ocorre devido ao reflexo primitivo que é iniciado a partir de receptores neuronais periféricos e transmitido para o sistema nervoso central. Para proteger o corpo da hipotermia, o reflexo induz a uma constrição dos vasos sanguíneos, simpaticamente mediados na periferia, na tentativa de manter o ajuste da temperatura central normal. Os vasos sanguíneos produzidos por tumores cancerosos são tubos endoteliais simples desprovidos de uma camada muscular. Assim, esses novos vasos não são suficientes para contrair em resposta a um estímulo simpático. Em uma mama normal, os resultados dos testes

produzem uma imagem de arrefecimento em relação à atenuação do diâmetro vascular. Enquanto que uma mama com um tumor maligno permanece com temperatura inalterada ou demonstra hipertermia com dilatação vascular (AMALU et al, 2006).

Lääperi et al. (2012) usaram o método dinâmico na aquisição das imagens infravermelhas das mamas. As mamas dos pacientes foram resfriadas por 15 segundos usando uma almofada de gel com 5 mm de espessura que foi armazenada em um refrigerador por 1 hora a temperatura de 4 °C. A almofada de resfriamento foi posicionada diretamente sobre a pele dos seios e foi removida antes da aquisição das imagens. Foi medida a diferença de temperatura ao longo do tempo após a remoção do gel. Uma sequência de 300 imagens foi registrada em uma taxa de 2 frames/s, sendo o tempo total de gravação de 150 s. O valor da constante de tempo foi maior em casos com tumor maligno, pois a reação do tecido não saudável à excitação térmica é mais lenta e, assim, a recuperação da temperatura leva um período de tempo maior.

3.2. Detecção de Tumores baseada em Propriedades Elétricas do Tecido

Zou e Guo (2003) apresentaram uma revisão sobre os resultados representativos de medições *in vivo* e *in vitro* da impedância elétrica em tecido da mama humana. As técnicas baseadas em impedância elétrica podem ser classificadas em duas categorias: invasiva e não invasiva. Em técnicas invasivas, os eletrodos de agulha são inseridos no tecido em estudo. Segundo os autores, desde a década de 1920 diversos pesquisadores fizeram ensaios *in vitro* de tecidos da mama saudáveis e cancerosos, mostrando que há diferenças significativas nos valores de impedância elétrica entre tecidos da mama humana saudáveis e malignos. Em comparação com os tecidos normais circundantes, os tumores malignos apresentaram maior condutividade e/ou permissividade, ou menor impeditividade. As propriedades elétricas alteradas do tecido maligno em relação ao tecido saudável são atribuídas ao aumento do teor de água e sal nas células, alteração da permeabilidade da membrana, alteração da densidade do contorno e orientação das células. Além disso, observou-se que os tumores de mama malignos tem tipicamente menor impedância elétrica do que os tecidos normais circundantes. Entretanto, verificaram que são necessários estudos complementares na investigação da impedância elétrica de tumores malignos e benignos para possibilitar a diferenciação entre os tipos de tumores e, assim, reduzir o número de biopsias com resultados falso positivos. A impedância elétrica do tecido poderia, portanto, ser usada como indicador para a detecção de câncer de mama, sendo a faixa de frequência apropriada para medição entre 100 Hz e 10 MHz. A combinação de medição de impedância elétrica com outras modalidades, como

mamografia, ultra-sonografia e termografia, poderia gerar novas oportunidades para detecção de câncer de mama.

Tu e Quijano (2004) descreveram em sua patente um método e dispositivo para a diferenciação entre tecido tumoral e tecido normal. O método compreende a medição de impedância elétrica, impedância acústica e impedância bioquímica do tecido em uma faixa de temperaturas, de 20 a 45 °C. A impedância bioquímica compreende o nível de oxigênio, nível de pH e temperatura devido a inflamação. É feita a comparação dos valores obtidos com relação a impedância de referência, que é aquela medida no tecido normal. Para as medições o dispositivo é inserido no tecido, sendo formado por uma agulha, um cateter, uma cânula, um instrumento endoscópico e uma sonda.

Slizynski e Mishelevich (2012) desenvolveram um dispositivo para medir características elétricas de tecidos biológicos usando um ou mais eletrodos e um processador que controla a estimulação e a medição. Dessa forma, o dispositivo tem a capacidade de fornecer a localização de uma anormalidade no tecido da mama, indicando pelo menos o quadrante onde está localizada. O método para medir as características elétricas inclui o posicionamento dos eletrodos e a aplicação de um sinal de voltagem em conjunto com um detector de corrente. É aplicado um método de análise matemática aos dados coletados, que calcula o espectro de frequências e correlaciona as magnitudes e as fases com determinadas condições algébricas para indicar a presença e o tipo de massa.

O sistema de radar baseado em imagens de microondas foi amplamente estudado para detecção de câncer de mama nos últimos tempos. A detecção de diferenças de propriedades dielétricas dos tecidos foi avaliada em uma ampla faixa de frequência para esta aplicação. Bahrami et al. (2015) desenvolveram antenas de polarização única e dupla para sistemas de detecção de câncer de mama sem fio usando um modelo de camadas múltiplas não homogêneas do peito humano, mostradas na Fig. 3.2. As antenas propostas são projetadas para operar em uma faixa de frequência de 2 a 4 GHz. A imagem é obtida pela reconstrução das regiões de espalhamento da mama. Um pulso curto no domínio do tempo é gerado e transmitido para os tecidos da mama e se dispersa em todas as interfaces. As antenas coletam as ondas dispersas em locais diferentes. Então, os sinais coletados são usados no chamado algoritmo de atraso e soma. Para a detecção, é feito o processamento de sinal para ter uma saída binária de "saudável" ou "cancerosa". Nestas etapas, a localização do tumor não é determinada, apenas a sua existência. A localização é determinada, posteriormente, usando um algoritmo de *machine learning* baseado nos sinais coletados em exames de mama saudáveis e mamas com tumor. Para verificar a validade do modelo e o procedimento de fabricação da antena foi usado um fantoma representativo dos tecidos

biológicos reais. O grupo propõe em seus trabalhos futuros testar as antenas e a metodologia em pacientes e, em seguida, integrar o sistema em um protótipo semelhante a um sutiã.

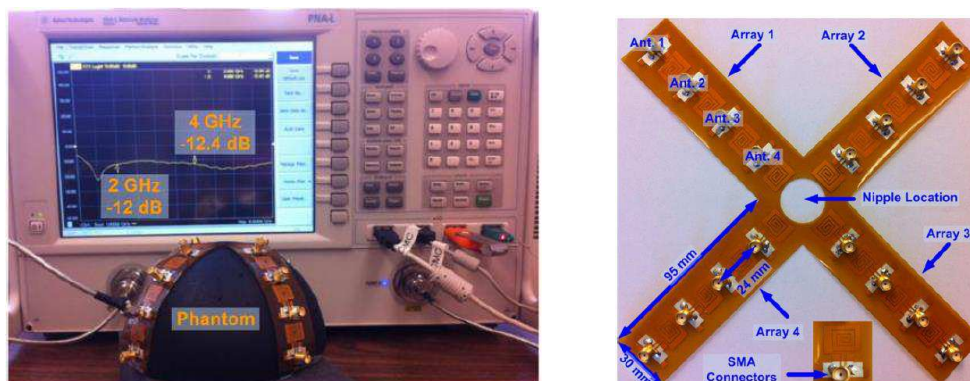


Figura 3.2 – Antena colocada no modelo do tecido dielétrico da mama e vista superior da antena identificando a localização do mamilo (Bahrami et al., 2015).

Rahman et al. (2016) desenvolveram uma antena compacta e de ultra banda larga em um substrato flexível usando o composto de 5- (4- (perfluorohexil) fenil) tiofeno-2-carbaldeído para imagens de microondas. Em contraste com outros sistemas de imagem baseados em microondas, como uma matriz de 16 antenas, propuseram um sistema de imagem baseado em radar bi-estático, que consiste em duas antenas omnidirecionais, o que reduz a complexidade e a dimensão geral. Os testes foram feitos em fantasmas padrão da mama, sendo que um possuía um objeto estranho para imitar um cisto, enquanto o outro era completamente homogêneo, Fig. 3.3 (A). A antena transmissora envia um pulso de microondas à mama examinada, enquanto a antena receptora coleta os sinais de retrodifusão que são refletidos pelo tecido mamário. Posteriormente, os sinais são analisados usando um sistema de computação adequado para determinar se um tumor está presente. O fantoma tumoral foi posicionado de maneira que o tumor esteja a 90° do ponto de partida e, em seguida, rotacionado usando um motor de passo e um processador Arduino Uno no sentido horário de 0° a 360° com um tamanho de passo de 3° , resultando em 120 valores equivalentes. As imagens reconstruídas com 120 amostras de dados ao redor da mama revelam que ambas as antenas podem ser usadas para detectar o tumor. Os sinais obtidos no fantoma da mama saudável não apresentaram alterações, Fig. 3.3 (B), enquanto que os sinais do fantasma com tumor, detectaram o tumor claramente na posição a 90° , Fig. 3.3 (C). Em seus trabalhos futuros pretendem projetar um sutiã usando a antena biodegradável e portátil para detecção precoce de câncer de mama.

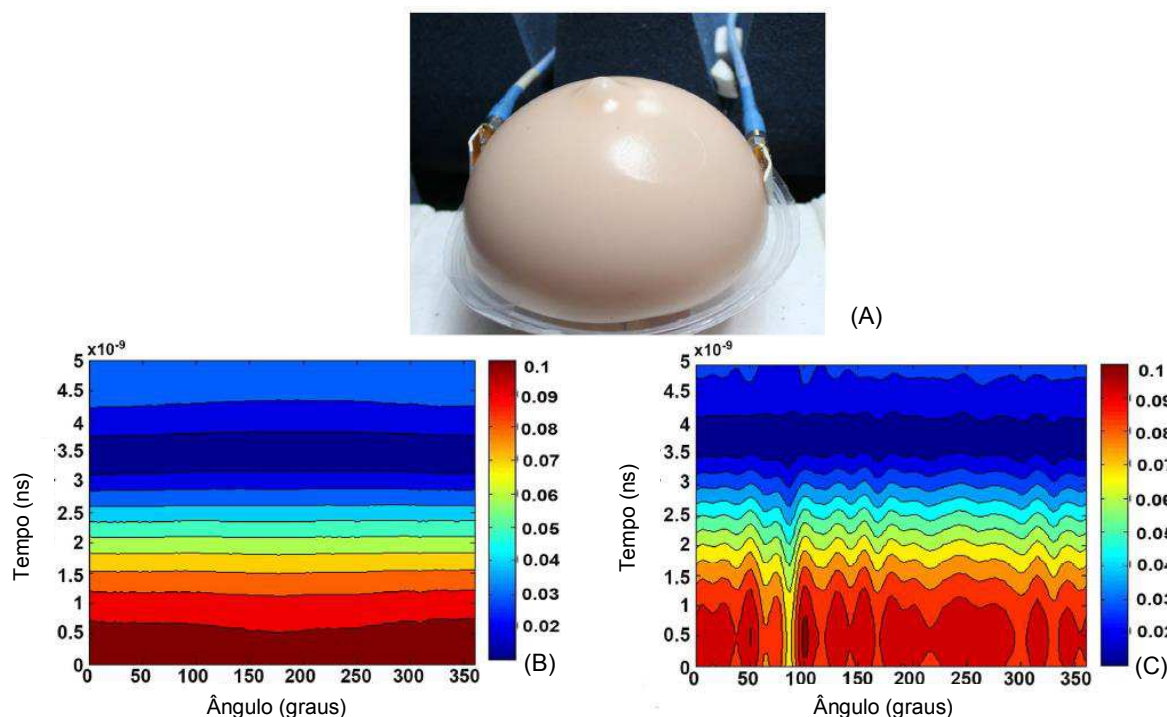


Figura 3.3 - (A) Aparato experimental com a antena fixada ao modelo da mama; (B) Resposta no domínio do tempo do modelo sem inclusão; (C) Resposta no domínio do tempo do modelo com inclusão (Rahman et al., 2016).

Para aprimorar o desempenho do diagnóstico de carcinomas mamários, Carlak, Gencer e Besikci (2016) propuseram um sistema híbrido associando a utilização simultânea de métodos de imagem térmica e impedância elétrica, chamado de imagem eletro-térmica, Fig. 3.4. Ao aplicar correntes elétricas dentro dos limites de segurança médica, a energia eletromagnética extra é induzida no interior do tecido. Esta nova fonte de energia melhora o contraste térmico na pele, dependendo da distribuição de condutividade elétrica do tecido. A distribuição temporal da temperatura é registrada usando uma câmera infravermelha. As imagens resultantes transmitem informações sobre propriedades elétricas e térmicas dos tecidos e podem fornecer dados valiosos de diagnóstico. Uma vez que a condutividade elétrica do tecido canceroso é de 5 a 10 vezes maior do que o tecido saudável, o aumento da temperatura em torno do tumor será maior em comparação com o tecido normal da mama. O aumento do contraste de temperatura melhora o desempenho de imagem para tecidos localizados em regiões mais profundas. Uma vez que a condutividade elétrica e a permissividade dos tecidos mudam com a frequência, é construída uma imagem diferente para cada frequência de operação. Foram feitas simulações computacionais em um modelo simplificado, em que o tecido saudável foi representado por um cubo de dimensões 100 x 100

x 100 mm, enquanto o tecido maligno foi simulado por um cubo interno à primeira estrutura, com dimensões de 3,5 x 3,5 x 3,5 mm.

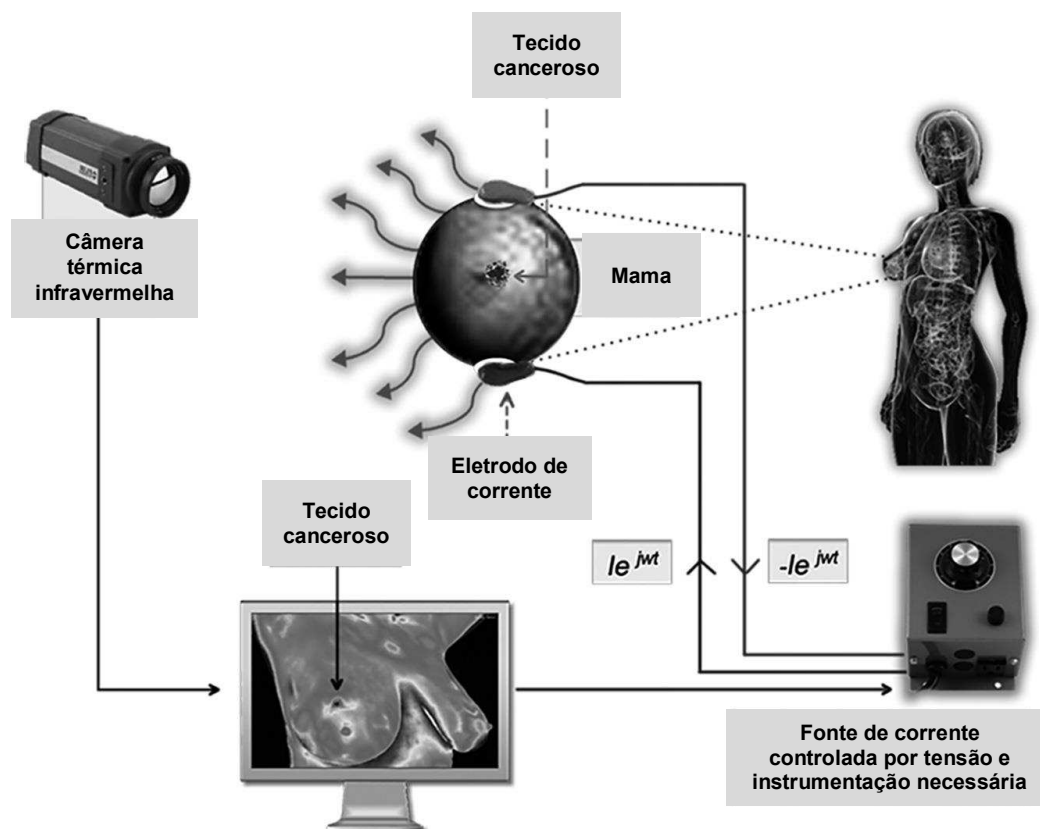


Figura 3.4 – Esquema do sistema híbrido associando os métodos de imagem térmica e impedância elétrica (Carlak, Gencer e Besikci, 2016).

3.3. Detecção de Tumores baseada na Técnica de Elastografia

Ophir et al. (1991) introduziram as bases práticas e teóricas da técnica de elastografia, estimando a deformação do tecido devido à aplicação de uma força de compressão. Desde então, a elasticidade de imagens tornou-se uma técnica médica emergente com diversas aplicações. Uma das possíveis aplicações é na identificação de patologias que afetam as propriedades mecânicas dos tecidos. O comportamento mecânico dos tecidos moles depende de sua constituição macromolecular e de sua organização estrutural. Algumas condições patológicas, como os tumores, induzem a mudanças consideráveis na estrutura dos tecidos, alterando suas propriedades elásticas e resultando no aumento da rigidez e redução da mobilidade da área do tecido envolvido. Assim, em geral, o tecido do tumor apresenta densidade relativamente elevada em relação ao tecido saudável. Essa característica é evidente em tumores de mama e próstata que se apresentam como nódulos duros e estão

em fibrose devido ao endurecimento difuso e a aterosclerose, endurecimento das artérias (GOKHALE, BARBONE e OBERAI, 2008; LANDONI et al., 2012).

O estudo de Wellman et al. (1999) mostrou que o grau de não linearidade da relação tensão *versus* deformação do tecido da mama pode ser um indicador da histologia subjacente. As propriedades mecânicas das amostras de tecido mamário coletadas de pacientes durante as cirurgias foram medidas através de ensaios de indentação em diferentes níveis de deformação. O módulo de elasticidade foi determinando para as diferentes deformações e os tecidos benignos e malignos apresentaram diferenças significativas na taxa de aumento da rigidez com a deformação. As medições foram realizadas em escalas de tempo associadas às imagens de elasticidade quase-estáticas, que variam na faixa de 0,1 a 10 Hz, e negligenciaram os efeitos viscoelásticos. Assim, o módulo de elasticidade obtido é independente da frequência do carregamento. Os resultados mostraram que o fibroadenoma, tumor benigno, e o tumor maligno possuem módulo de elasticidade similar para pequenas deformações, enquanto que para maiores deformações, cerca de 10%, os valores diferem em um fator de aproximadamente 2,5, sendo o maligno mais rígido.

No trabalho desenvolvido por Goenezen et al. (2012), a técnica de elastografia foi usada na determinação da distribuição espacial dos parâmetros elástico linear e não linear dos tecidos de 10 pacientes, 5 delas com tumores malignos e 5 com tumores benignos. O comportamento mecânico do tecido mamário foi representado por um modelo modificado de Veronda – Westmann e obteve-se a distribuição espacial dos parâmetros pela solução de problemas inversos dentro da região de interesse (ROI). Os campos de deslocamentos foram medidos usando a técnica de deformação por imagem de ultrassom, onde se posicionou o transdutor de ultrassom de matriz linear na mama e foram gravados os sinais de eco de rádio frequência dentro da região de interesse, enquanto o tecido foi deformado lentamente devido ao transdutor. O escaneamento da mama *in vivo* foi realizado utilizando o ultrassom Siemens SONOLINE Elegra e um algoritmo específico permitia a obtenção da imagem de deformação em tempo real. Os campos de deslocamento, nas menores deformações, foram usados para gerar imagens do módulo de cisalhamento e aqueles encontrados nas maiores deformações, de aproximadamente 12 %, foram usados para gerar as imagens do parâmetro não linear. Os frames de rádio frequência sucessivos determinaram os campos de deslocamento incrementais a partir de técnicas de correlação cruzada. As regiões de interesse retangulares foram selecionadas com o intuito de se obter pequenos deslocamentos de ruído e, portanto, variaram entre 346 e 849,6 mm². Concluiu-se que os tumores malignos se tornaram mais rígidos a uma taxa mais rápida do que os tumores benignos e com base neste critério 9 em cada 10 tumores foram corretamente classificados como benigno ou maligno. Além disso, considerou-se o método capaz de reconstruir tumores com largura de apenas 5 mm,

possibilitando a detecção de tumores em estágios iniciais e permitindo a melhoria dos prognósticos de câncer de mama.

3.4. Comparação entre as Técnicas de Detecção de Tumores Mamários

A detecção precoce do câncer de mama é essencial para a obtenção de bons prognósticos. Uma revisão sistemática dos achados de estudos publicados ao longo do século XX, demonstrou que atrasos de mais de três meses entre o começo dos sintomas do câncer de mama e o início do tratamento diminuem, significativamente, a sobrevivência do paciente em cinco anos (RICHARDS et. al, 1999). No Brasil, o Ministério da Saúde recomenda o rastreamento com mamografia em mulheres entre os 50 e 69 anos e recomenda contra o rastreamento do câncer de mama com ressonância magnética, ultrassonografia, termografia e tomossíntese em mulheres com risco padrão de desenvolvimento desse câncer, seja isoladamente, seja como complemento à mamografia, pois os possíveis danos provavelmente superam os possíveis benefícios (INCA, 2015).

Apesar do exame de mamografia ser amplamente utilizado na prática clínica para a detecção do câncer de mama existem limitações. Algumas limitações da mamografia são: a faixa limitada de valores de tons de cinza ou alcance dinâmico reduzido, o balanço entre o alcance dinâmico e a resolução de contraste, o ruído devido à granulosidade da combinação filme-tela intensificadora, o compromisso entre resolução espacial e eficiência de detecção do sistema e problemas ambientais causados pelos produtos químicos do processamento do filme. Adicionalmente, fatores técnicos como o processamento inadequado do filme e os artefatos de imagem introduzem limitações na qualidade do exame. Assim, as etapas realizadas no filme devem estar em condições ótimas para que a qualidade geral da mamografia não seja afetada. Além disso, as mamas densas, com mais tecido fibrogranular, tendem a reduzir a sensibilidade do exame, já que se torna mais difícil a identificação de nódulos e microcalcificações em meio ao tecido mamário denso. Os possíveis efeitos adversos da mamografia incluem: dor e desconforto durante a compressão mamária; resultados falsos-positivos que resultam em biópsias desnecessárias, ansiedade das pacientes e custos adicionais ao sistema de saúde público; resultados falsos-negativos que podem ocorrer em cerca de 20 % dos exames; custo relativamente elevado do rastreamento mamográfico e variabilidade entre os radiologistas que interpretam os resultados dos exames (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

Além disso, estudos têm mostrado que a exposição à radiação ionizante durante o exame pode, em alguns casos, induzir o aparecimento do câncer de mama nas mulheres radiografadas (HENDRICK, 2010; YAFFE e MAINPRIZE, 2011). A dose de referência usada

atualmente nas mamografias é uma dose glandular média de 3,7 *mGy* por exame. A estimativa é que a cada 100.000 mulheres radiografadas anualmente, entre as idades de 40 e 50 anos, ou a cada dois anos, com idade superior a 74 anos, cerca de 85 novos casos de cânceres serão induzidos, sendo que desses novos casos 11 resultarão em morte (YAFFE e MAINPRIZE, 2011). Para minimizar os riscos de indução do câncer de mama, o ideal seria reduzir a dose de radiação que as pacientes recebem durante o exame. No entanto, a redução na dose de radiação pode comprometer sua qualidade e consequentemente o diagnóstico médico (WILLIAMS et al., 2006), já que existe uma relação direta entre o número de fótons de raios X recebido pelo detector do equipamento mamográfico com o ruído encontrado na imagem.

Tomazelli et al. (2017) avaliaram as ações de detecção precoce do câncer de mama e observaram o não seguimento das recomendações do Ministério da Saúde em relação à faixa etária e periodicidade do rastreamento, e possíveis erros no registro das informações, o que dificulta o monitoramento das ações e o alcance do objetivo de impacto na mortalidade por essa doença. Entre as mamografias de rastreamento avaliadas nos anos de 2010 e 2011, foram detectados mais de 10 % de nódulos maiores de 20 mm, o que pode indicar: dificuldades de acesso aos serviços de saúde, baixa conscientização e/ou despreparo do médico para detectar alterações clínicas suspeitas e falta de informação das mulheres sobre sinais de alerta para o câncer de mama. Segundo os autores, os resultados mostraram que ainda há uma parcela significativa de mulheres que apresentam lesões palpáveis, sendo necessário o aperfeiçoamento de estratégias de diagnóstico precoce para que a investigação diagnóstica seja realizada em tempo oportuno, otimizando as chances de tratamento e redução da mortalidade por câncer de mama.

Outros métodos de diagnósticos como o ultrassom e a imagem por ressonância magnética, são indicados para a detecção do câncer de mama e também são utilizados como exames adjuvantes à mamografia. Entretanto, o diagnóstico definitivo é dado apenas após a realização da biópsia. Observa-se que mais de 75 % das biópsias realizadas resultam no diagnóstico de tumores benignos, o que mostra a necessidade de novos procedimentos de diagnósticos das lesões benignas sem a realização da biópsia (GOENEZEN et al. 2012).

O exame de ultrassom também apresenta desvantagens como: a dependência do operador e do equipamento utilizado, elevado consumo de tempo, valor preditivo positivo baixo para as biópsias indicadas, limitações na detecção e avaliação de calcificações, distorções arquiteturais e nódulos em locais com predomínio de tecido adiposo (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009).

A termografia, por sua vez, tem como desvantagens: a sensibilidade relativamente baixa que permita a identificação de tumores mais distantes da superfície ou com

temperaturas mais baixas, a elevada taxa de identificação de tumores falsos positivos, a dificuldade em diferenciar um tumor de um ponto de inflamação que também apresenta temperatura elevada e a subjetividade usada pelos profissionais que interpretam as imagens infravermelhas para o diagnóstico (JIANG, ZHAN e LOEW, 2011; BORCHARTT et al., 2013).

Além das desvantagens comentadas anteriormente, os métodos de detecção e diagnóstico que envolvem o uso de materiais radioativos, como Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único (SPECT) e Tomografia Computadorizada por Emissão de Póstron (PET), geram rejeitos radioativos em alguma etapa de seu manuseio e ocorre a distribuição do radiofármaco no corpo do paciente (BARBOZA, 2009).

A classificação de imagens da mama saudáveis ou doentes consiste em um problema binário. Assim, quatro casos são possíveis: verdadeiro positivo (VP), que corresponde à mama doente que é classificada corretamente; falso positivo (FP), em que a mama saudável é classificada de forma incorreta como doente; verdadeiro negativo (VN), onde a mama saudável é diagnosticada como saudável; e falso negativo (FN), que corresponde à mama doente diagnosticada incorretamente como saudável. Usando os resultados classificatórios obtidos, por exemplo, a quantidade de imagens em cada uma das classes, é possível determinar alguns parâmetros de avaliação do método (BORCHARTT et al., 2013):

$$Acuracidade = \frac{VP + VN}{VP + FP + FN + VN}$$

$$Precisão = \frac{VP}{VP + FP}$$

$$Sensibilidade = \frac{VP}{VP + FN}$$

$$Especificidade = \frac{VN}{VN + FP}$$

A sensibilidade mede a taxa em que um tumor é detectado pela técnica. A especificidade de uma técnica refere-se à precisão de um diagnóstico positivo. Quanto maior a sensibilidade, maior é a probabilidade de um tumor ser detectado em um paciente. Quanto maior a especificidade, maior é a probabilidade de um diagnóstico positivo de ser verdadeiro (KANDLIKAR et al., 2017). A Tabela 3.1 apresenta os valores de sensibilidade, especificidade, valores preditivos positivos e acuracidade de alguns métodos convencionais de detecção de câncer de mama. Outros aspectos dos métodos convencionais e não convencionais estão comparados na Tab. 3.2.

Tabela 3.1 – Sensibilidade, especificidades, valores preditivos positivos e acuracidade de alguns métodos convencionais de detecção de câncer de mama (Rahman et al., 2016).

Exame	Sensibilidade	Especificidade	Valores preditivos positivos	Acuracidade
Mamografia	67,8 % (120/177)	75 % (61/81)	85,7 % (120/140)	70,2 % (181/258)
Mamografia e Exame clínico	77,4 % (137/177)	72 % (58/81)	58,6 % (137/160)	75,6 % (195/258)
Exame clínico	50,3 % (89/177)	92 % (75/81)	94 % (89/95)	63,6 % (164/258)
Ultrassom	83 % (147/177)	34 % (28/81)	73,5 % (147/200)	67,8 % (175/258)
Mamografia e Ultrassom	91,5 % (162/177)	23 % (19/81)	72,3 % (162/224)	70,2 % (181/258)
Mamografia, Exame clínico e Ultrassom	93,2 % (165/177)	22 % (18/81)	72,4 % (165/228)	70,9 % (183/258)
MRI	94,4 % (167/177)	26 % (21/81)	73,6 % (167/227)	72,9 % (188/258)
Mamografia, Exame clínico e MRI	99,4 % (176/177)	7 % (6/81)	70,1 % (176/251)	70,5 % (182/258)

Tabela 3.2 – Comparação entre os métodos de detecção do câncer de mama (KANDLIKAR et al., 2017).

Método	Mecanismo de operação	Sensibilidade	Especificidade	Custo	Procedimentos	Causas de desconforto	Recomendação
Mamografia	Raios X de baixa energia	84 %	92 %	Moderado	Compressão da mama	Dor devido a compressão da mama	Rastreamento e diagnóstico de avaliação
Ressonância magnética (MRI)	Campo eletromagnético e ondas de rádio pulsadas	90 %	50 %	Alto	Injeção de contraste e obtenção dinâmica de imagens	- Claustrofobia - Manter-se deitado e imóvel por um longo período de exame - Possível reação ao contraste - Contraste não pode ser usado por pacientes com insuficiência renal	- Rastreamento em mulheres com alto risco de câncer de mama - Diagnóstico de avaliação
Tomografia por emissão de pósitrons (PET)	Raios gama emitidos por substância marcadora	90 %	86 %	Alto	Pequena quantidade de marcador radioativo injetado no corpo	Sem desconforto significativo	Determinar se o câncer se espelhou por outras partes do corpo
Ultrassom	Ondas acústicas de alta frequência	82 %	84 %	Baixo	Dispositivo manual ou automatizado de ultrassom	Sem desconforto significativo	- Rastreamento em mulheres com mamas densas - Diagnóstico de avaliação
Tomossíntese (Mamografia 3D)	Raios X de baixa energia	90 %	92 %	Moderado	Compressão da mama	Dor devido a compressão da mama	Rastreamento e diagnóstico de avaliação
Imagem por palpação eletrônica	Variações de pressão	84 %	82 %	Baixo	Sensor tátil eletrônico de mão	Pequena pressão localizada	Acompanhamento após descoberta anormal
Escaneamento por impedância elétrica	Impedância elétrica	87 %	82 %	Baixo	Eletrodos fixados a pele	Pequenas correntes alternadas aplicadas aos eletrodos	Acompanhamento após descoberta anormal

CAPÍTULO IV

FUNDAMENTOS TEÓRICOS SOBRE MÉTODOS DE IMPEDÂNCIA ELETROMECÂNICA E TÉRMICA USADOS NA PROPOSTA DE DETECÇÃO DE INCLUSÕES

Como pode ser visto no capítulo anterior, os métodos de detecção de tumores mamários são constantemente estudados e aperfeiçoados. Entretanto, cada um deles apresenta vantagens e desvantagens, e o exame de mamografia permanece como o padrão. Diante desse cenário, foi proposto um novo sistema e metodologia visando a detecção dos tumores mamários por métodos aplicados na área de engenharia mecânica, porém ainda não explorados em aplicações da área da saúde, que são: o método de impedância eletromecânica e o método de impedância térmica. Assim, neste capítulo são apresentados os fundamentos dos métodos de impedância eletromecânica e impedância térmica.

4.1. Método da Impedância Eletromecânica

Os métodos de monitoramento da integridade estrutural (SHM – *Structural Health Monitoring*) avaliam a integridade de uma estrutura sem danificá-la ou gerar mudanças significativas, por isso são ensaios não destrutivos que tem como finalidade inspecionar, qualificar e quantificar a presença de danos em estruturas. Existem diferentes técnicas de monitoramento, como os baseados em Ondas de Lamb, Emissão acústica, Vibrações, Impedância Eletromecânica e outros. Desenvolveu-se a maior parte dessas técnicas para serem aplicadas em estruturas metálicas e, recentemente, foram feitas modificações para aplicações em estruturas de materiais compostos. Os métodos de monitoramento da integridade estrutural são, geralmente, aplicados em sistemas estruturais de engenharia que envolvem altos riscos, áreas de difícil acesso e elevado custo de manutenção, como estruturas de construção civil (edifícios, pontes, torres de telecomunicações), estruturas

aeronáuticas, estruturas *off-shore*, tubulações da indústria petroquímica e veículos de entretenimento (TSURUTA, 2008).

Segundo Farrar, Lieven e Bement (2005), o dano em sistemas mecânicos e estruturais é definido como as modificações intencionais ou não intencionais das propriedades físicas e/ou geométricas do sistema, incluindo modificações nas condições de contorno e na conectividade, que podem comprometer o funcionamento atual ou futuro do sistema. O dano, dependendo do tipo, pode provocar influências imediatas ou a partir de certo instante após a sua ocorrência. No caso de sistemas mecânicos, o dano pode se apresentar sob diferentes formas, como trincas, deformações excessivas, desgaste, corrosão, ruptura ou afrouxamento de elementos de ligação. O dano pode causar o comprometimento do funcionamento dos equipamentos, além de causar perdas econômicas.

Dentre os métodos envolvendo transdutores piezelétricos, a técnica baseada na impedância eletromecânica vem sendo amplamente estudada e é considerada uma das mais promissoras (SU, LU e YE, 2006). Esta técnica foi proposta inicialmente por Liang, Sun e Rogers (1994) e baseia-se no acoplamento eletromecânico que resulta da fixação de um transdutor piezelétrico à estrutura monitorada. Assim, define-se a função de impedância que depende das características elétricas do transdutor e das características físicas da estrutura, como massa, rigidez e amortecimento. A avaliação da rigidez e da massa devido ao aparecimento de danos é realizada pelas curvas características de impedância (RAJU, 1997).

O sinal de impedância é obtido através dos efeitos direto e inverso dos materiais piezelétricos. O efeito direto, conhecido como efeito sensor, ocorre quando o material é submetido a uma carga mecânica externa e produz uma distribuição de cargas elétricas em sua superfície. O efeito inverso, denominado efeito atuador, ocorre quando o material sujeito a um potencial elétrico externo apresenta deformações geométricas. As Equações 4.1 e 4.2 expressam as relações constitutivas para um material piezelétrico com comportamento linear, relacionando as variáveis elétricas e mecânicas, que indicam o efeito inverso e direto, respectivamente (RAJU, 1997; PARK e INMAN, 2005).

$$S_i = s_{ij}^E T_j + d_{mi} E_m \quad (4.1)$$

$$D_m = d_{mi} T_i + \varepsilon_{mk}^T E_k \quad (4.2)$$

em que:

S : vetor das deformações [m/m];

T : vetor das tensões [N/m²];

E : vetor campo elétrico [V/m];

D : vetor deslocamento elétrico [C/m²];

s : tensor de flexibilidade [m^2/N];

d : tensor das constantes piezelétricas em deformação [m/V];

ε : permissividade elétrica [F/m];

Os índices i, j e m indicam as direções da tensão e da deformação e o índice k a do campo elétrico.

As propriedades piezelétricas são definidas utilizando três eixos ortogonais, sendo duas destas direções isotrópicas (mesmas propriedades em todos os pontos destas direções) e a outra é associada com a direção de polarização, conforme apresentado na Fig. 4.1. Para aplicação da técnica da impedância eletromecânica, um transdutor piezelétrico consistindo geralmente de uma lâmina de cerâmica PZT (Titanato Zirconato de Chumbo) é colada na superfície da estrutura monitorada. Nesta configuração, as deformações são produzidas nas direções X_1 e X_2 para um campo elétrico aplicado transversalmente na direção X_3 . Este é o mecanismo empregado para geração de ondas elásticas na estrutura monitorada.

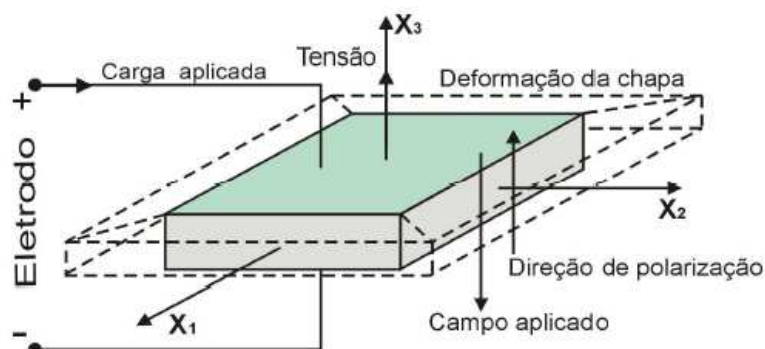


Figura 4.1 - Direções dos eixos principais para materiais piezelétricos (TEBALDI, COELHO e LOPES, 2006)

O modelo que quantifica e descreve o processo de medição para um sistema de 1 grau de liberdade está mostrado na Fig. 4.2. Os transdutores piezelétricos são colados na estrutura a ser monitorada usando um adesivo de alta rigidez para garantir a interação mecânica. A pastilha de PZT fixada à estrutura pode ser considerada como uma barra fina em vibração axial devido a aplicação de uma tensão elétrica alternada. Uma extremidade da barra é considerada fixa, enquanto a outra extremidade é conectada à estrutura.

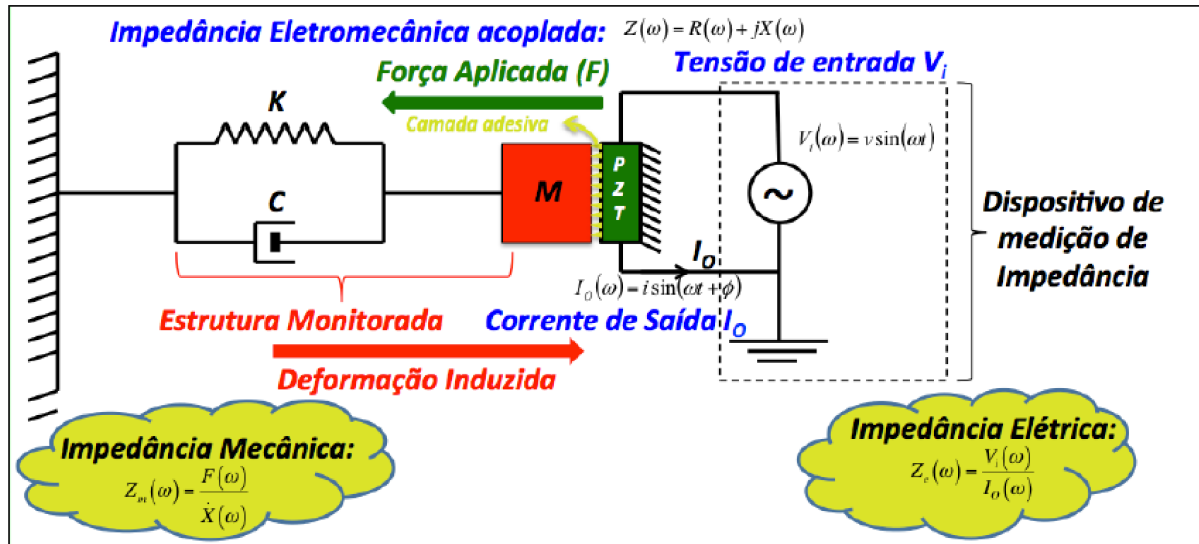


Figura 4.2 - Modelo unidimensional utilizado para representar o método de monitoramento da integridade estrutural baseado na impedância eletromecânica (RABELO, 2014).

Na Figura 4.2 as propriedades dinâmicas da estrutura monitorada são as seguintes: M , a massa; K , o coeficiente de rigidez; e o C , o coeficiente de amortecimento. O transdutor é excitado por uma fonte de tensão senoidal, $V_i(\omega)$, com amplitude v e frequência angular ω . Pelo efeito atuador, o transdutor aplica uma força à estrutura que em resposta sofre uma deformação induzida. Pelo efeito sensor, esta deformação induzida produz uma corrente de saída, $I_o(\omega)$, com amplitude i e fase ϕ . Considerando que as propriedades do transdutor sejam invariáveis no tempo, qualquer mudança na estrutura afetará o valor da impedância do sistema. A impedância mecânica da estrutura monitorada, $Z_m(\omega)$, é dada pela razão entre a força aplicada na estrutura, $F(\omega)$, e a velocidade segundo esta se desloca, $\dot{X}(\omega)$. Analogamente, em um circuito elétrico a força corresponde à tensão elétrica e a velocidade à corrente de saída, resultando assim na impedância elétrica correspondente.

Ao considerar que as propriedades mecânicas da pastilha PZT não variam ao longo do tempo em que esta é utilizada para o monitoramento estrutural, Liang, Sun e Rogers (1994) demonstraram que a admitância $Y(\omega)$ do atuador PZT é dada por uma função combinada da impedância mecânica do atuador $Z_a(\omega)$, e da estrutura $Z_s(\omega)$, conforme a Eq. 4.3.

$$Y(\omega) = \frac{I_0(\omega)}{V_i(\omega)} = j\omega \frac{w_a l_a}{h_a} \left[\varepsilon_{33}^{-T} (1 - j\delta) - \frac{Z_s(\omega)}{Z_s(\omega) + Z_a(\omega)} d_{3x}^2 \bar{Y}_{22}^E (1 + j\eta) \right] \quad (4.3)$$

em que:

$Y(\omega)$: admitância elétrica do PZT (inverso da impedância);

$Z_s(\omega)$: impedância mecânica da estrutura;

$Z_a(\omega)$: impedância mecânica do PZT;

$V_i(\omega)$: tensão elétrica de entrada do atuador PZT;

$I_0(\omega)$: corrente de saída do PZT;

w_a, l_a e h_a : largura, comprimento e espessura da pastilha PZT;

\bar{Y}_{22}^E : módulo de Young do PZT com campo elétrico nulo;

d_{3x}^2 : constante de acoplamento piezelétrico;

ε_{33}^{-T} : constante dielétrica do PZT com tensão mecânica nula;

δ : fator de perda dielétrica do PZT;

η : fator de perda mecânica do PZT;

j : unidade imaginária $\sqrt{-1}$.

Eventuais danos ocasionam mudanças da impedância mecânica da estrutura, modificando as características dinâmicas locais. Por isso, os sinais de impedância elétrica do PZT são utilizados para o monitoramento da integridade estrutural do sistema representado pela impedância mecânica da estrutura. Vale ressaltar que no modelo de 1 grau de liberdade a influência da camada de adesivo entre o transdutor e a estrutura não é considerada. Logo, a impedância eletromecânica acoplada é dada por:

$$Z_E = \frac{V_i(\omega)}{I_0(\omega)} = \frac{h_a}{j\omega w_a l_a} \left[\varepsilon_{33}^{-T} (1 - j\delta) - \frac{Z_s(\omega)}{Z_s(\omega) + Z_a(\omega)} d_{3x}^2 \bar{Y}_{22}^E (1 + j\eta) \right]^{-1} \quad (4.4)$$

A impedância é uma função complexa da frequência, que pode ser representada de diferentes formas, como parte real e parte imaginária *versus* frequência ou amplitude e fase *versus* frequência. Segundo Park et al. (1999), a parte real da impedância elétrica é mais reativa ao dano estrutural e a variação de temperatura é pequena, ao se comparar com parte imaginária. Com isso, a parte real da impedância (impedância resistiva) é, de forma geral, a mais utilizada na detecção de danos.

Os dados são adquiridos pelo analisador de impedância ou impedancímetro, que gera o sinal de excitação, adquire o sinal de resposta e processa numericamente os dois sinais para a obtenção da função de impedância na faixa de frequências de interesse (TSURUTA, 2008). Os sinais de impedância adquiridos são posteriormente processados em ambiente Matlab® para serem plotadas as assinaturas de impedância de cada pastilha PZT.

Os analisadores de impedância convencionais não são portáteis e apresentam elevado custo, oferecendo uma certa dificuldade no que diz respeito à pesquisa da técnica propriamente dita em condições de laboratório. Para minimizar essas dificuldades, o grupo de pesquisa de monitoramento da integridade estrutural do Laboratório de Mecânica das Estruturas (LMEst) da Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU desenvolveu em parceria com uma empresa do setor aeronáutico, um impedancímetro com baixo custo, versátil e de rápido processamento dos dados, chamado impedancímetro SySHM. Esse impedancímetro possibilita um número maior de medidas para o cálculo de médias em um tempo total menor, ao se comparar com um analisador de impedância convencional, e permite a geração de sinais com taxa de até 2,86 MS/s e aquisição com uma taxa de até 1,25 MS/s. A magnitude dos sinais de excitação e resposta são medidas e calculadas diretamente através do hardware, a partir de simples manipulações matemáticas (FINZI NETO et al., 2011).

Outro parâmetro que define a sensibilidade desta técnica é a banda de frequência selecionada para os experimentos. Um pequeno dano na estrutura não provoca mudanças significativas nas propriedades de rigidez, massa e amortecimento da estrutura. Assim, é necessário um comprimento de onda de excitação suficientemente pequeno, de forma a permitir a detecção do dano. Essa faixa de frequência é determinada, geralmente, por um método de tentativa e erro. Tipicamente, segundo a literatura, essa faixa usual para o método de impedância varia de 30 kHz a 250 kHz (SILVA, 2017).

No que se refere à região sensível à identificação de mudanças estruturais, Park et al. (2003) afirmaram que para uma única pastilha de PZT, pode-se identificar uma falha localizada em um raio de até 0,4 m em estruturas compósitas e até 2,0 m em estruturas de barra de um único metal.

As assinaturas de impedância fornecem uma informação apenas qualitativa acerca da integridade estrutural e, para quantificar a diferença entre um sinal de referência e outro, utiliza-se as chamadas métricas de dano (RAJU, 1997). A fim de quantificar as alterações estruturais, deve-se estabelecer uma referência para a métrica de dano, correspondente à estrutura sem falha, chamada de *baseline*. Assim, é possível realizar comparações envolvendo os valores da métrica para a estrutura considerada com e sem danos (SUN, et al., 1995). Espera-se que estas comparações sejam capazes de apontar se há dano na estrutura ou não. O principal objetivo da métrica de dano é então quantificar a diferença entre

medições da impedância ao compará-las com dados obtidos para a estrutura sem danos (sinal de referência, ou *baseline*).

Neste trabalho foi utilizada a métrica de dano conhecida como RMSD (Desvio Médio da Raiz Quadrada), descrita pela Eq. 4.5, por ser a mais utilizada na literatura e apresentar resultados considerados adequados aos experimentos realizados. Outras métricas de dano (PALOMINO, 2008) também foram testadas, no entanto, a RMSD produziu melhores resultados. Esse cálculo é realizado na faixa de frequência antecipadamente definida. A métrica RMSD mede a variação da impedância em cada ponto na frequência e posteriormente realiza a soma do resultado.

$$RMSD = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left\{ \frac{[Re(Z_{1,i}) - Re(Z_{2,i})]^2}{n} \right\}} \quad (4.5)$$

em que:

$Re(Z_{1,i})$: parte real da impedância da medição sem danos em uma frequência i ;

$Re(Z_{2,i})$: parte real da impedância em uma frequência i para uma nova configuração da estrutura;

n : número total de pontos de frequências utilizados na medição.

Ao se tratar de métodos de SHM, é desejável que um nível de *threshold* confiável seja estabelecido com base na informação adquirida para a condição saudável da estrutura. Depois que os dados são adquiridos e processados, o próximo passo é a preparação dos dados brutos para análise. Os danos detectados nas análises apresentam valores de métricas de dano acima do valor de *threshold*.

O conceito de Controle Estatístico de Processo (*Statistical Process Control* - SPC) foi utilizado para determinar o Limite de Controle Superior (LCS) e o Limite de Controle Inferior (LCI) dos índices de dano, uma vez que a técnica SPC assume desvios sucessivos de uma função normalmente distribuída. Como neste trabalho o interesse é apenas no valor limite superior do limiar, apresenta-se a seguir uma metodologia para determiná-lo, a partir do conceito de intervalo de confiança.

Um procedimento mais leal para estabelecer parâmetros de variáveis aleatórias envolve a estimativa de um intervalo, ao contrário de um único ponto, que contém o parâmetro que está sendo ponderado com um nível de incerteza conhecido. Para calcular o valor médio,

pode-se estabelecer um intervalo de confiança para o valor médio μ_x com base na média da amostra \bar{x} e de acordo com a Eq. 4.6.

$$\left[\bar{x} - \frac{\sigma_x Z_{\alpha/2}}{\sqrt{N}} \leq \mu_x < \bar{x} + \frac{\sigma_x Z_{\alpha/2}}{\sqrt{N}} \right] \quad (4.6)$$

em que, μ_x e σ_x são a média da população e o desvio padrão, respectivamente, \bar{x} é a média das amostras, N é o tamanho da amostra, e $Z_{\alpha/2}$ é a variável padronizada dada pela Eq. 4.7, associada com a significância de α :

$$z = \frac{\bar{x} - \mu_x}{\sigma_x} \quad (4.7)$$

Como σ_x é desconhecido, os intervalos de confiança para a média μ_x e variância σ_x^2 devem ser determinados. Para uma amostra de tamanho N , considera-se que as Eqs. 4.8 e 4.9 fornecem os intervalos de confiança para as médias e variâncias (CHARLES ANNIS, 2013):

$$\left[\bar{x} - \frac{s t_{v;\alpha/2}}{\sqrt{N}} \leq \mu_x < \bar{x} + \frac{s t_{v;\alpha/2}}{\sqrt{N}} \right], v = N - 1 \quad (4.8)$$

$$\left[\frac{v s^2}{\chi_{v,\alpha/2}^2} \leq \sigma_x^2 < \frac{v s^2}{\chi_{v,1-\alpha/2}^2} \right], v = N - 1 \quad (4.9)$$

na qual s^2 é a variância da amostra, $t_{v;\alpha/2}$ é uma variável t de Student e $\chi_{v,\alpha/2}^2$ é uma variável Qui-Quadrado, considerados v graus de liberdade.

Portanto, esses intervalos foram, então, obtidos e o limiar foi determinado de acordo com a Eq. 4.10.

$$PZT_{Threshold} = \mu_{X_{MAX}} + 3\sigma_{X_{MAX}} \quad (4.10)$$

em que, $\mu_{X_{MAX}}$ é o limite superior para a média da população e $\sigma_{X_{MAX}}$ é o limite superior para o desvio padrão da população, ambos obtidos a partir da escolha de um nível de significância dado por $\alpha = 5\%$, aplicando as Eqs. 4.8 e 4.9.

Nota-se que a escolha do valor de *threshold* influencia na probabilidade de detectar um falso positivo. Observa-se que o intervalo de confiança dado pela Eq. 4.8 é geralmente mais amplo do que o obtido com a Eq. 4.6, embora essa diferença diminua à medida que o tamanho da amostra aumenta. No entanto, a Eq. 4.6 fornece um intervalo de confiança da média, com o pressuposto de que a variância da amostra é igual à variação da população.

As principais vantagens do método de impedância eletromecânica em relação a outras técnicas de monitoramento da integridade estrutural são (PARK e INMAN, 2005):

- Poder ser aplicada a estruturas complexas por não ser baseada em modelos;
- Utilizar pequenos atuadores não-invasivos, adequados para monitorar locais inacessíveis;
- Terem, os transdutores piezelétricos, uma ampla faixa de linearidade, resposta rápida, pouco peso, alta eficiência de conversão e boa estabilidade a longo prazo;
- Ser, a técnica, muito sensível a pequenas alterações locais (danos incipientes), devido ao fato de operar em altas frequências;
- Serem, os dados resultantes das medidas, facilmente interpretados.

4.2. Método da Impedância Térmica

A impedância térmica tem sido usada para a identificação de propriedades térmicas, como calor específico, difusividade e condutividade térmica. Guimarães, Phillipi e Thery (1995) usaram o conceito de impedância generalizada definida pela diferença de temperatura e soma de fluxo de calor nas duas faces de um modelo unidimensional transiente para a estimativa da difusividade térmica no domínio da frequência. O conceito de impedância, porém, usando apenas dados de uma superfície foi usado no trabalho de Borges, Sousa e Guimarães (2006) para a identificação de um sistema térmico tridimensional transiente. São várias as formas de se definir a impedância térmica de um sistema. O princípio básico é que a impedância térmica seja a razão entre o potencial (diferença de temperatura) e o fluxo de calor resultante que pode ser dado por um fluxo de calor isolado ou a sua soma dos fluxos de calor. Neste trabalho, de forma inovadora, o método da impedância térmica será aplicado na

detecção de danos usando a mesma metodologia de análise dos sinais adotada para impedância eletromecânica.

4.2.1. Sistema térmico equivalente

Uma vez que as células de tecidos humanos, saudáveis ou não, possuem metabolismo, o mecanismo de transferência de calor está presente no corpo através da geração de calor metabólica, mecanismos de perfusão e a interação com o meio ambiente.

Neste ponto é interessante notar que existe uma analogia entre sistemas elétricos e térmicos. Por exemplo, para um caso especial de transferência de calor unidimensional sem geração de calor, propriedades constantes e em estado estacionário, tem-se a relação mostrada na Fig. 4.3.

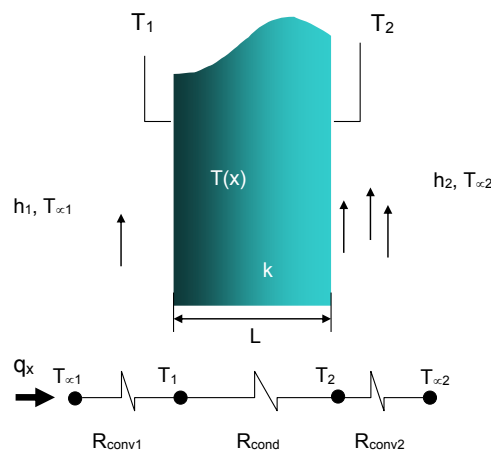


Figura 4.3 - Analogia térmica a um sistema elétrico resistivo.

O fluxo de calor que atravessa a parede pode ser dado pela lei de Fourier, apresentada na Eq. 4.11.

$$q_x = -kA \frac{dT}{dx} = \frac{kA}{L} (T_{s,1} - T_{s,2}) \quad (4.11)$$

em que, k é a condutividade térmica, L a espessura da parede e T representa a temperatura da parede.

Observa-se na Fig. 4.3 que existe uma analogia entre a difusão de calor e a carga elétrica. Assim, como uma resistência elétrica é associada à condução de eletricidade, uma

resistência térmica pode ser associada à condução de calor. Nesse caso, define-se a resistência térmica como a razão entre a diferença de potencial (diferença de temperatura) com a correspondente taxa de transferência de calor, como pode ser visto na Eq. 4.12.

$$R_{t,cond} = \frac{T_{s,1} - T_{s,2}}{q_x} = \frac{L}{kA} \quad (4.12)$$

De forma similar, a lei de Ohm define a resistência elétrica como sendo:

$$R_e = \frac{E_{s,1} - E_{s,2}}{I} = \frac{\sigma L}{A} \quad (4.13)$$

em que, σ é a resistividade elétrica do condutor, L o comprimento do condutor e A representa a área da seção do condutor.

Esta analogia ocorre também para trocas de calor com o ambiente, ou seja, pela lei de resfriamento de Newton, o fluxo de calor pode ser dado pela Eq. 4.14.

$$q = hA(T_s - T_\infty) \quad (4.14)$$

em que h é o coeficiente de troca de calor por convecção e T_∞ é a temperatura do meio.

Nesse caso a resistência à convecção pode ser definida como:

$$R_{t,conv} = \frac{T_s - T_\infty}{q} = \frac{1}{hA} \quad (4.15)$$

O exemplo mencionado refere-se apenas a analogia elétrica e térmica de sistemas resistivos. Portanto, do ponto de vista térmico, existe a exigência que o sistema não tenha variação da energia interna (transiente), não possua geração de calor e seja unidimensional. O sistema, em resumo, não pode ser indutivo nem capacitivo. Entretanto, a analogia a circuitos elétricos indutivos e capacitivos pode também ser estendida para sistemas térmicos, desde que o conceito de impedância térmica seja introduzido.

Nesse caso, a impedância desses sistemas pode ser definida como a resistência de um circuito elétrico (térmico) à passagem de uma corrente elétrica variável no tempo (fluxo de calor transiente). Dessa forma, a impedância térmica define a dificuldade que um sistema possui em trocar calor, considerando também a sua capacidade térmica ou inércia térmica. A impedância elétrica é dada em Ohms $[\Omega]$ e a impedância térmica em $[K / Wm^{-2}]$. A Figura

4.2 apresentada na seção anterior indica um circuito elétrico capacitivo típico. Portanto, é necessária a obtenção de um sistema térmico equivalente que considere a presença de termos de geração de calor e variação de sua energia interna (efeito capacitivo) ao longo do tempo, atribuindo assim, as características indutivas e capacitivas. Assim, o sistema térmico equivalente deve permitir que seja obtida a razão entre a diferença de potencial térmico (diferença de temperatura transiente) e a carga térmica (fluxo de calor transiente).

Um modelo térmico equivalente para a descrição do problema de condução de calor originado pela presença de geração de calor metabólico e geração de calor devido a um tumor pode ser representado pela Fig. 4.4. Nesse caso, o tecido é analisado como um corpo de geometria retangular que é submetido a um fluxo de calor superficial e possui as fontes de geração interna de calor.

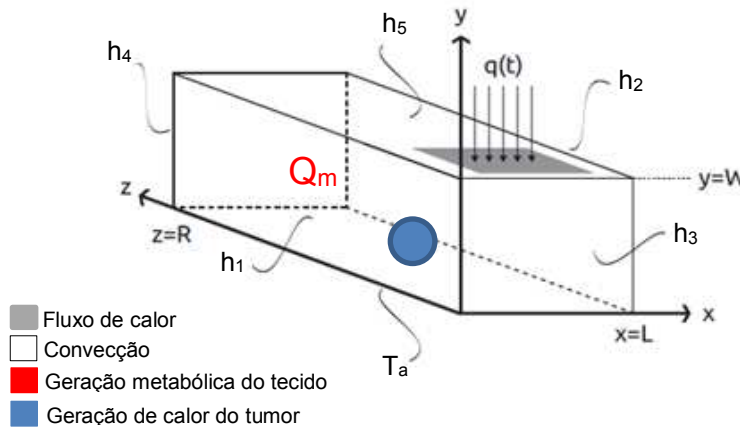


Figura 4.4 - Esquema de um problema térmico em um tecido humano com a presença de geração de calor metabólico, geração de calor de um tumor e fluxo de calor externo.

O modelo deve representar as condições de um tecido mamário mais próximas as condições reais e, por isso, as superfícies laterais e superior do tecido estão expostas à temperatura ambiente em um meio convectivo. Enquanto que a condição de contorno da superfície inferior é representada pela temperatura arterial. O problema térmico representado pela Fig. 4.4 pode ser descrito pela seguinte equação da biotransferência de calor de Pennes (PENNES, 1948), apresentada na Eq. 4.16, assumindo o tecido como isotrópico.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + k \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + k \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \omega_s \rho_s c_s (T_a - T) + Q_m + Q_p \delta(x - x_1) \delta(y - y_1) \delta(z - z_1) \quad (4.16)$$

em que:

ρ : Massa específica do tecido (kg / m^3);

C : Calor específico do tecido (J/kgK);

k : Condutividade térmica do tecido (W/mK);

ω_s : Perfusão sanguínea ($ml / s / ml$);

ρ_s : Massa específica do sangue (kg / m^3);

c_s : Calor específico do sangue (J/kgK);

Q_m : Geração de calor metabólico (W / m^3);

Q_p : Geração de calor de um tumor (W / m^3);

T : Temperatura do tecido (K);

T_a : Temperatura do sangue arterial (K).

Sujeito às condições de contorno:

$$\begin{aligned} k \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=0} &= h_1 (T - T_\infty) & k \frac{\partial T}{\partial z} \Big|_{z=0} &= h_3 (T - T_\infty) & k \frac{\partial T}{\partial y} \Big|_{y=W} &= q(t) \\ -k \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=L} &= h_2 (T - T_\infty) & -k \frac{\partial T}{\partial z} \Big|_{z=R} &= h_4 (T - T_\infty) & T_{y=0} &= T_a \end{aligned}$$

e condição inicial: $T_0 = T_\infty$

Observa-se a partir da Eq.(4.16) e as suas respectivas condições de contorno que a distribuição de temperatura é uma função dos parâmetros e propriedades térmicas envolvidos, como é apresentado na Eq. 4.17.

$$\theta(x, y, z, t) = f(x, y, z, t, h, k, \rho, c, \omega_s, \rho_s, c_s, T_a, T, Q_m, Q_p, q) \quad (4.17)$$

Portanto, analogamente à Eq. 4.4 do método da impedância eletromecânica, a solução do problema dado pela Eq. 4.16 pode ser obtida em termos de um sistema térmico equivalente cuja entrada é dada pelo fluxo de calor medido em um dado ponto e a saída é representada pela diferença entre a temperatura superficial medida neste mesmo ponto e a temperatura inicial. Assim, no domínio de Laplace tem-se a Eq. 4.18.

$$\theta(s) = H(s) \cdot q(s) \quad (4.18)$$

E portanto, a impedância térmica pode ser obtida como sendo:

$$Z(s) = H(s) = \frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{\theta(s)}{q(s)} \quad (4.19)$$

Em que,

$$Z(t) = L^{-1}[Z(s)] \quad (4.20)$$

e

$$X(s) = L[x(t)] = L[q(t)] \quad (4.21)$$

e

$$Y(s) = L[y(t)] = L[\theta(t)] \quad (4.22)$$

A Equação 4.18 pode ser entendida como uma integral de convolução no tempo, equivalente ao produto no domínio de Laplace, e portanto ser representada como um sistema dinâmico cuja entrada é o fluxo de calor, $x(t) = q(t)$, e a saída é a diferença de temperatura, $y(t) = (T - T_0) = \theta(x, y, z, t)$. A Figura 4.5 mostra esquematicamente este sistema.

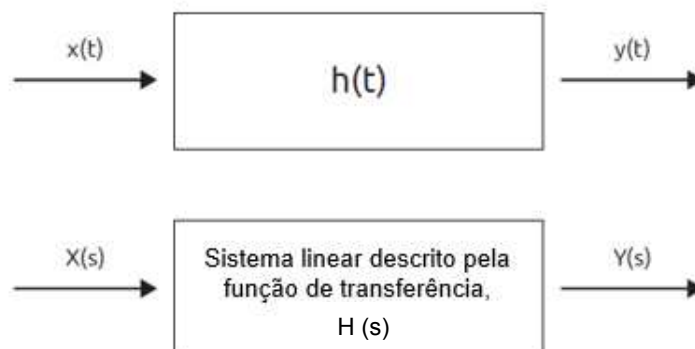


Figura 4.5 – Sistema dinâmico de uma entrada, $x(t) = q(t)$, e uma saída, $y(t) = (T - T_0) = \theta(x, y, z, t)$.

A impedância térmica, assim como a impedância eletromecânica é um número complexo, possuindo parte real e parte imaginária. Para quantificar as alterações estruturais também serão comparados os sinais na condição de referência (*baseline*) e após o dano, usando a métrica de dano RMSD e o limiar de dano (*threshold*), dados nas Eqs. 4.5 e 4.9, respectivamente.

CAPÍTULO V

METODOLOGIA PROPOSTA E RESULTADOS PARA A DETECÇÃO DAS INCLUSÕES EM UM MODELO SIMPLIFICADO

Este capítulo contempla os detalhes dos procedimentos experimentais feitos com o intuito de validar a detecção de inclusões em um modelo simplificado de geometria retangular feito de silicone. Para isto, foram utilizadas duas metodologias, a técnica de monitoramento de integridade estrutural baseado em impedância eletromecânica e o método da impedância térmica, aplicadas separadamente. Estes métodos quando comparados às tecnologias convencionais tem as vantagens de serem não invasivos, não causarem desconforto ao paciente, oferecerem acessibilidade para pessoas com deficiência ou baixa mobilidade, apresentarem baixo custo e não produzirem rejeitos radioativos em instalações hospitalares, que são gerados pela técnica de mamografia disponível atualmente nos sistemas de saúde. Serão também apresentados os materiais utilizados na confecção do modelo, sensores e o aparato experimental usado nas duas técnicas adotadas. Os sensores de cada metodologia, transdutores piezelétricos para o método da impedância eletromecânica e sensores de fluxo de calor e temperatura para a técnica da impedância térmica, foram acoplados superficialmente à estrutura estudada. Para a simulação do dano, foram inseridas no interior do modelo inclusões de poli (ácido láctico) de diferentes diâmetros.

Por fim, exibem-se os sinais de impedância, assim como as métricas de dano, e é analisada a influência da geração de calor interna das inclusões, provocada por resistências elétricas, e da imposição de um fluxo de calor externo, gerado por uma lâmpada incidindo no modelo. São apresentadas as análises para dois casos distintos: 1) considerando o modelo sem inclusão como *baseline* para representar as condições de futuros testes *in vivo* em que a mama não apresenta anomalias em um exame inicial e em um exame posterior a anomalia é detectada; 2) considerando o modelo com inclusão como *baseline* e provocando um

aquecimento externo para alterar as condições do sistema e, assim, possibilitar a detecção de uma anomalia pré-existente.

5.1. Procedimento Experimental usando o Método da Impedância Eletromecânica

Na revisão da literatura foram encontrados estudos usando o método de monitoramento de integridade estrutural por impedância eletromecânica para detecção de danos em materiais metálicos e compósitos, porém não foram encontrados trabalhos aplicados a materiais hiperelásticos ou com aplicações médicas em tecidos vivos. Diante disso, houve a necessidade de testar, inicialmente, a aplicabilidade do método de impedância eletromecânica nesse tipo de material. Usualmente, em estudos sobre a detecção por elastografia, os modelos para simulação do tecido mamário e suas anomalias são constituídos de misturas de gelatina em diferentes proporções. Assim, o primeiro modelo foi produzido seguindo a composição do trabalho de Madsen et al. (2005), entretanto a mistura não atingiu a rigidez adequada. Além disso, observou-se que as misturas de gelatina apresentavam variações em suas propriedades mecânicas ao longo das semanas, o que seria uma desvantagem, já que a condição de referência não seria mantida.

A solução alternativa adotada foi o uso da borracha de silicone visando simular os tecidos e de um material mais rígido do que a borracha para as anomalias ou danos. O material escolhido para as inclusões foi o poli (ácido láctico) (PLA), as propriedades dos materiais do modelo e dos tecidos vivos envolvidos no problema real estão mostradas na Tab. 5.1.

Tabela 5.1 – Propriedades dos materiais envolvidos no problema (Jamshidian et al., 2010; Jiang, Zhan e Loew, 2011; Bezerra et al., 2013; AZO Materials)

	Propriedades dos materiais					
	Condutividade térmica (W/m°C)	Densidade (kg/m ³)	Calor específico (J/kg°C)	Geração de calor metabólico (W/m ³)	Módulo de elasticidade (kPa)	Coefficiente de Poisson
Tecido glandular	0,48	1080	3000	450	2,25	0,485
Tumor maligno (D=2,2 cm)	0,48	1080	3500	7767,4	13	0,485
Fibroadenoma (D≤1cm)	0,48	1080	3500	65,4	-	-
Borracha de silicone	0,21	970	65,68	-	1000	0,47
PLA	0,111 (a 48 °C)	1250 x 10 ²	1590 (a 55 °C)	-	1,28 x 10 ⁶	-

Optou-se por realizar os testes com uma forma simplificada para reduzir as possíveis influências da geometria e permitir o melhor entendimento do uso da técnica nesses materiais. Assim, o modelo foi fabricado com borracha de silicone (Redelease®) nas dimensões de 153 mm de comprimento, 105 mm de largura e 66 mm de altura total. Foram feitas duas partes independentes de silicone para permitir a abertura e o posicionamento das inclusões em seu interior, mostradas na Fig. 5.1(A). Na configuração de referência, em que são obtidos os sinais de referência (*baseline*), foram inseridas as esferas de mesmo material do modelo de diâmetros de 10, 20 e 30 mm nos espaços destinados a elas no interior do corpo de prova, como pode ser visto na Fig. 5.1(B). Os danos a serem detectados foram simulados por esferas de PLA impressas por manufatura aditiva na impressora Cliever®, com diâmetros de 10, 20 e 30 mm. As dimensões para o posicionamento de cada uma delas podem ser vistas na Fig. 5.1(C). Os danos são chamados nesse trabalho de inclusões e as dimensões foram determinadas para simular o tamanho dos tumores encontrados nos estágios I e II de um câncer de mama, como comentado no Cap. 2. As inclusões de PLA foram impressas de forma a permitir o encaixe de uma resistência elétrica em seu centro, para possibilitar a geração de calor interna, Fig. 5.1(D).

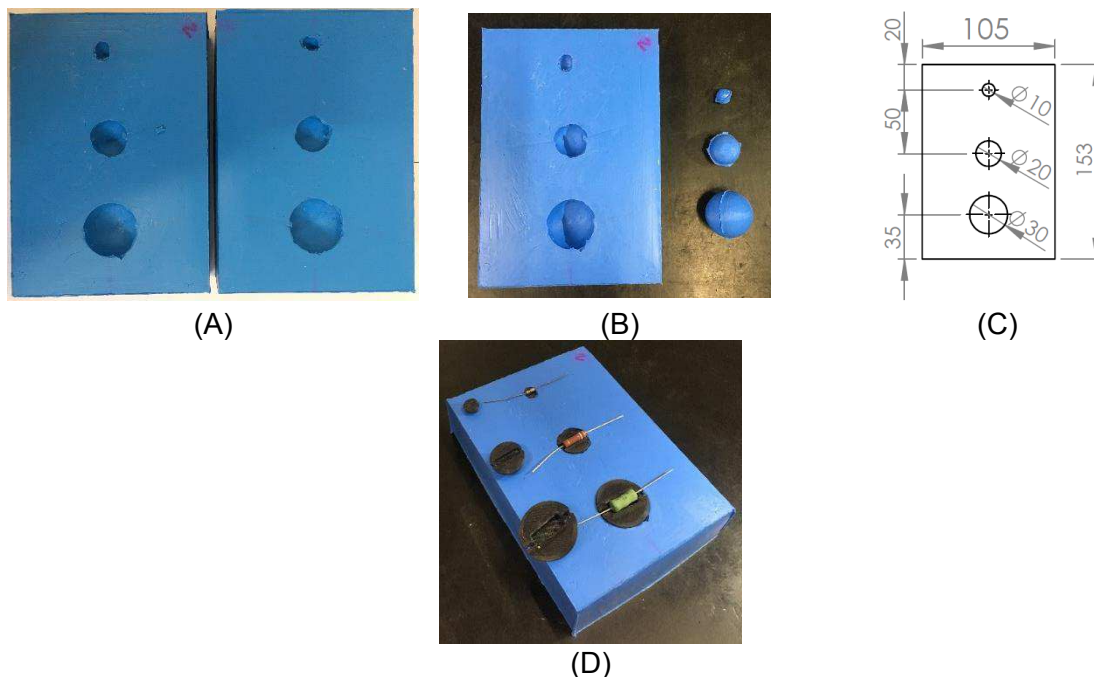


Figura 5.1 – Modelo simplificado: (A) Partes independentes de silicone com vazios para posicionar as inclusões; (B) Esferas de silicone; (C) Dimensões de posicionamento das inclusões (em mm); (D) Inclusões de PLA com as resistências elétricas.

O modelo foi instrumentado com sete transdutores PZT (diâmetro de 10 mm x 0,5 mm espessura, do tipo 5H) colados com um adesivo à base de cianoacrilato (SuperBonder®),

como mostrado na Fig. 5.2(A). Posicionou-se uma pastilha PZT na superfície acima de cada uma das inclusões (PZT 1, PZT 3 e PZT 5). As medidas usadas para o posicionamento dos transdutores estão detalhadas na Fig. 5.2(B).

As mensurações de impedância foram feitas com o auxílio do medidor de impedância portátil SySHM descrito no Capítulo 4, seção 4.1, deste trabalho, Fig. 5.2(C). A faixa de frequência da impedância adotada foi selecionada segundo a maior densidade de picos para ter a melhor sensibilidade ao dano (MOURA, 2008). Assim, o intervalo de frequência selecionado na aquisição dos sinais de impedância foi de 130 kHz a 300 kHz e foram adquiridos 4096 pontos por frequência; 1024 médias de ponto de frequência e 10 leituras de assinaturas.

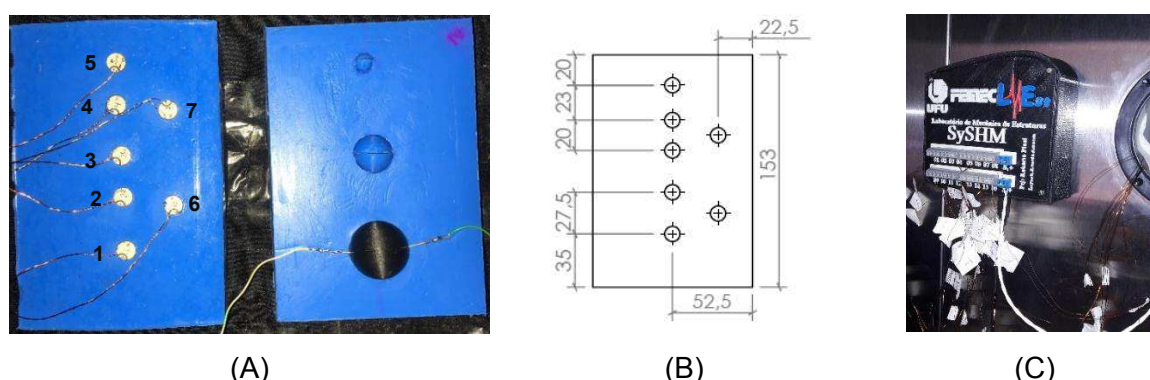


Figura 5.2 – (A) Modelo de silicone com os transdutores piezelétricos acoplados e inclusão de 30 mm; (B) Dimensões do posicionamento das pastilhas PZT na superfície do modelo de silicone em mm; (C) Medidor de impedância SySHM.

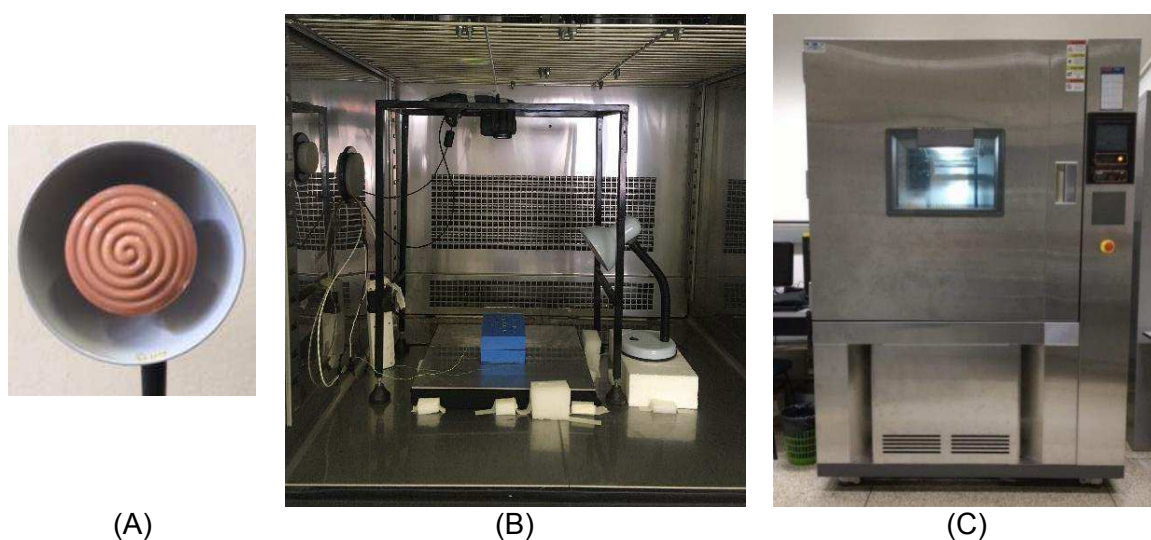
As condições dos ensaios foram variadas para o estudo da influência de um fluxo de calor externo imposto ao modelo e da geração de calor interna nas inclusões. A geração de calor interna nas inclusões foi feita para simular o aumento da temperatura que os tumores apresentam em comparação com a temperatura normal dos tecidos circundantes, devido ao fluxo sanguíneo aumentado na área e aos processos metabólicos. Produziu-se a geração de calor interna por resistências elétricas colocadas no interior das inclusões, de 60 Ω , 4000 Ω e 100 Ω , com tensões elétricas aplicadas de 7,5 V, 65 V e 7,5 V para os diâmetros de 10, 20 e 30 mm, respectivamente. Como já comentado, para que houvesse sensibilidade quanto a variação de temperatura na superfície, potências diferentes foram aplicadas de forma a se obter gradientes de temperatura da mesma ordem e mensuráveis. Assim, provocou-se um aumento de aproximadamente 2 °C na superfície do modelo para corresponder aos valores observados em estudos que compararam as temperaturas superficiais da mama saudável e

da mama com tumor (JIANG, ZHAN e LOEW, 2011; KANDLIKAR et al., 2017; RAMÍREZ – TORRES et al., 2017).

A proposta inicial do aquecimento externo do modelo baseou-se na técnica de termografia dinâmica, em que é feito o monitoramento da recuperação da temperatura do corpo após a aplicação de um estresse térmico, resfriamento ou aquecimento. Entretanto, devido ao longo período necessário para a aquisição dos sinais de impedância eletromecânica, aproximadamente 1 h e 40 min, e às restrições técnicas dos dispositivos de aquecimento disponíveis para os testes, não foi possível realizar o aquecimento dinâmico. Assim, aplicou-se o fluxo de calor constante ao longo dos ensaios. Então, optou-se pelo aquecimento com uma lâmpada infravermelha de 60 W, Fig. 5.3(A) incidindo diretamente no corpo de prova a uma distância de 20 cm, como ilustra a Fig. 5.3(B). Técnicas de resfriamento, usualmente aplicadas, foram descartadas, já que o fluxo de ar ou a bolsa de gel, causariam a movimentação dos fios conectados as pastilhas PZT e perturbariam os sinais devido ao contato com os sensores piezelétricos. Assim, provocou-se um aquecimento de aproximadamente 2 °C na superfície do modelo.

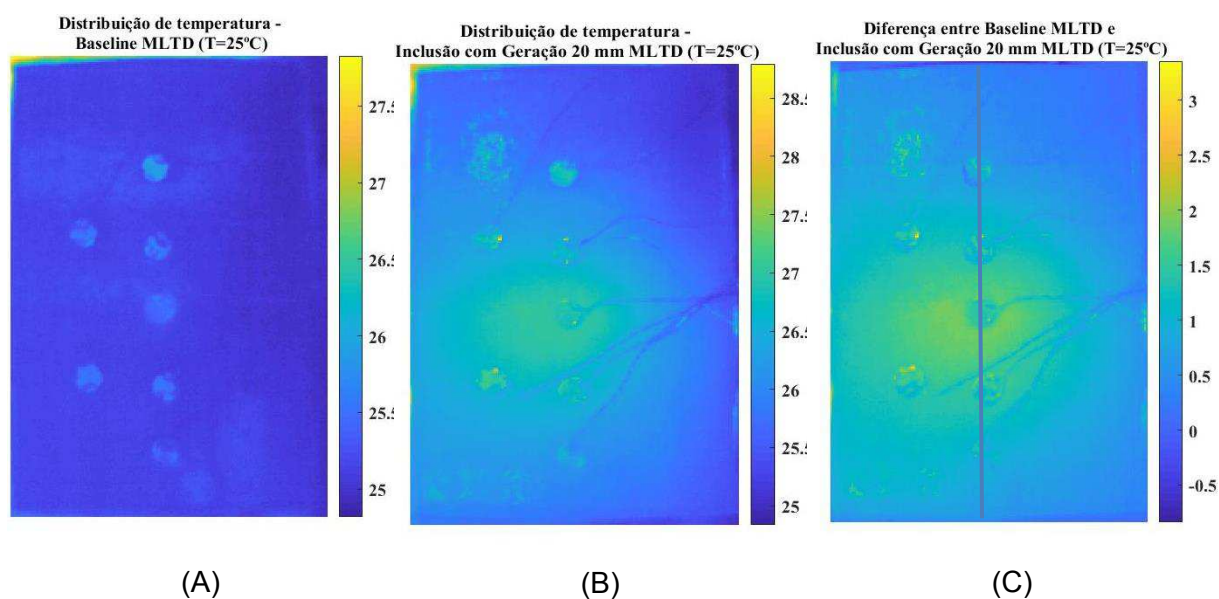
Usou-se a câmara climática EPL-4H da série Platinous, Fig. 5.3(C), que emprega um sistema BTHC (*Balanced Temperature and Humidity Control*) para controle de temperatura e umidade do ambiente. A câmara controla continuamente a capacidade de um refrigerador (desumidificador) de alta carga de calor e um aquecedor de umidificação de baixa carga de calor, em tempo real e opera com temperaturas de -40 °C a 180 °C com uma resolução de 0,5 °C. Neste estudo, os ensaios foram feitos a uma temperatura controlada de 25 °C \pm 0,5 °C.

O tempo para estabilizar a temperatura no interior da câmara climática foi definido em 1 hora para os ensaios sem aquecimento externo e/ou geração de calor e 2 horas para os ensaios com aquecimento externo e/ou geração de calor. Desta forma, com a temperatura estável, realizou-se a aquisição dos sinais de impedância. Foram feitos testes preliminares para definir a posição dos transdutores piezelétricos na superfície do modelo, que deveriam ser fixados nas regiões acima das inclusões. Provocou-se, assim, a geração de calor interna na inclusão e adquiridas imagens térmicas pela câmera infravermelha FLIR T420, posicionada a 90° em relação ao modelo e a 50 cm de altura, Fig. 5.3(B), após o sistema entrar em regime permanente. Durante a aquisição dos sinais de impedância eletromecânica foram obtidas sete imagens infravermelhas do modelo ao longo de cada ensaio.



(A) (B) (C)
 Figura 5.3 – Aparato experimental: (A) Detalhe da lâmpada infravermelha; (B) Aparato experimental no interior da câmara climática; (C) Câmara climática EPL-4H.

As imagens infravermelhas apresentaram regiões de aquecimento, verificando também a ocorrência do aumento de temperatura de aproximadamente 2°C . Apresentam-se exemplos das imagens na Fig. 5.4 para a distribuição de temperatura no modelo *baseline* no modelo com inclusão de 20 mm. Apresenta-se também, nesta figura, a diferença de temperatura entre as configurações anteriores e o gráfico da diferença de temperatura em uma linha passando sobre a região da inclusão.



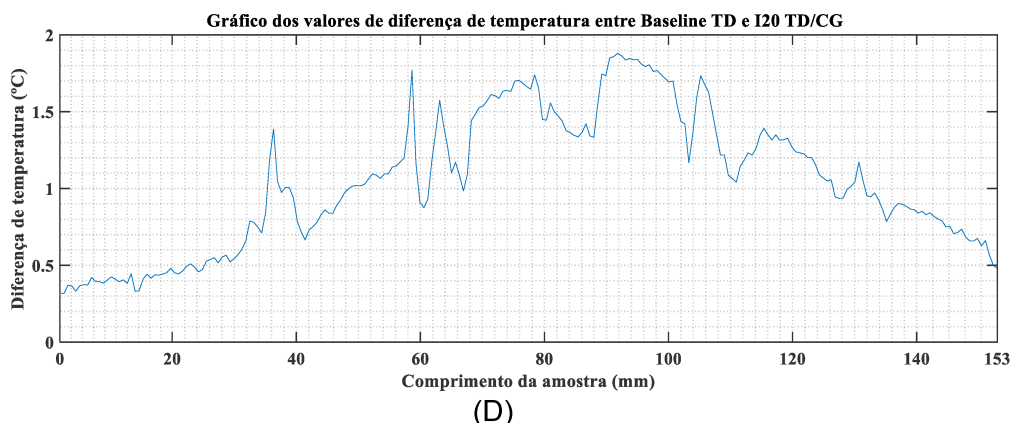


Figura 5.4 - (A) Distribuição de temperatura no modelo *baseline*; (B) Distribuição de temperatura no modelo com inclusão de 20 mm; (C) Diferença de temperatura entre as configurações anteriores; (D) Gráfico da diferença de temperatura em uma linha passando sobre a região da inclusão.

As condições e nomenclaturas dos experimentos realizados para a detecção das inclusões no modelo de silicone são detalhadas na Tab. 5.2.

Tabela 5.2 – Condições e nomenclatura dos ensaios no modelo de silicone.

Condições dos ensaios		Nomenclatura dos ensaios
Baseline (Todas as esferas de silicone)	Sem aquecimento externo	B - TD
	Com aquecimento externo	B - TL
Inclusão de 10 mm	Sem aquecimento externo	I10 – TD/SG
	Com aquecimento externo	I10 – TL/SG
	Sem aquecimento externo + Geração de calor na inclusão	I10 – TD/CG
	Com aquecimento externo + Geração de calor na inclusão	I10 – TL/CG
Inclusão de 20 mm	Sem aquecimento externo	I20 – TD/SG
	Com aquecimento externo	I20 – TL/SG
	Sem aquecimento externo + Geração de calor na inclusão	I20 – TD/CG
	Com aquecimento externo + Geração de calor na inclusão	I20 – TL/CG
Inclusão de 30 mm	Sem aquecimento externo	I30 – TD/SG
	Com aquecimento externo	I30 – TL/SG
	Sem aquecimento externo + Geração de calor na inclusão	I30 – TD/CG
	Com aquecimento externo + Geração de calor na inclusão	I30 – TL/CG

5.2. Detecção das Inclusões usando o Método da Impedância Eletromecânica

Analisa-se nessa seção os resultados dos experimentos feitos para a detecção das inclusões de 10 mm, 20 mm e 30 mm nas condições apresentadas na Tab. 5.2. As assinaturas

de impedância eletromecânica obtidas após a inserção da inclusão, que simulam uma mama com tumor, são comparadas à configuração de referência (*baseline*), que simula uma mama saudável. O experimento *baseline* usado para comparação com as demais condições testadas é o mesmo em todas as análises, independente da inclusão inserida no modelo. Essa situação pode ser observada em exames de rastreamento de câncer de mama, em que é detectado um tumor na mama do paciente que não existia no exame anterior.

Ao analisar os resultados obtidos na banda de frequência de 130 kHz a 300 kHz, observou-se que as variações no sinal de impedância do *baseline* e dos ensaios com inclusão eram pouco visíveis quando plotados os gráficos em toda faixa de frequência, como exemplifica a Fig. 5.5. Por isso, são apresentadas as assinaturas de impedância nas faixas de frequência em que as variações foram relevantes em cada pastilha PZT. O pico maior localizado próximo a 240 kHz é referente à frequência do transdutor.

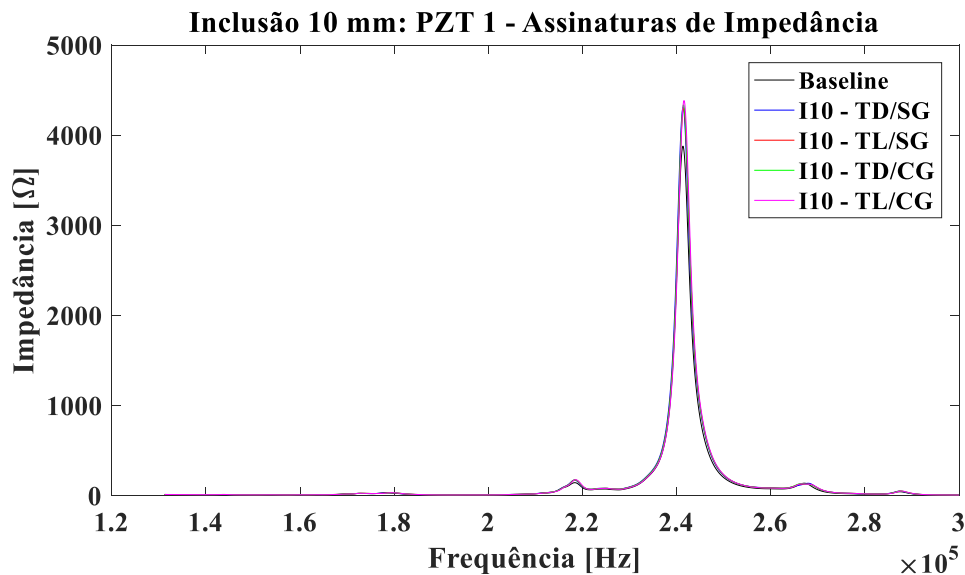


Figura 5.5 - Assinaturas de Impedância para a pastilha PZT 1 no intervalo de frequência de 130 kHz a 300 kHz.

5.2.1. Detecção da inclusão de 10 mm

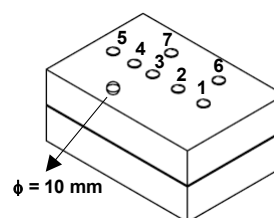
Nesta configuração de ensaio, inseriu-se no interior do modelo de silicone a inclusão de PLA de 10 mm de diâmetro. Posicionou-se a pastilha PZT 5 acima da inclusão e a pastilha PZT 1 o mais distante da mesma. Os sinais de impedância eletromecânica para os sete transdutores piezelétricos foram adquiridos e tratados numericamente a partir do cálculo da métrica de dano RMSD (Eq. 4.5).

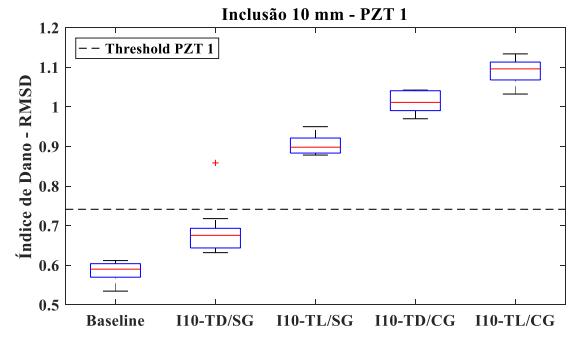
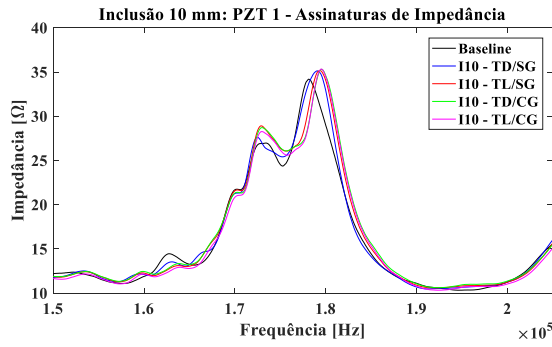
Compararam-se as seguintes configurações de teste: *Baseline*: modelo sem inclusão, em que todas as esferas inseridas no modelo são de silicone, e sem aquecimento externo; I10 – TD/SG: modelo com inclusão de 10 mm, sem aquecimento externo e sem geração de calor na inclusão, I10 – TD/CG: modelo com inclusão de 10 mm, sem aquecimento externo e com geração de calor na inclusão; I10 – TL/SG: modelo com inclusão de 10 mm, com aquecimento externo e sem geração de calor na inclusão; e I10 – TL/CG: modelo com inclusão de 10 mm, com aquecimento externo e com geração de calor na inclusão. Observam-se as assinaturas de impedância eletromecânica e métricas de dano obtidas para cada pastilha PZT, em uma temperatura de 25 °C, nas condições testadas na Fig. 5.6.

Observa-se que a parte real dos sinais de impedância medida após a colocação da inclusão foi alterada de forma significativa quando comparada com os sinais de referência. As métricas de dano acima do *threshold* indicam que a inclusão foi detectada. O valor de *threshold* foi apresentado, garantindo 95% de confiança na probabilidade de detecção dessa inclusão. Assim, a inclusão de 10 mm foi identificada com sucesso por todas as pastilhas PZT e condições, exceto para as pastilhas PZT 1, 2 e 7 na condição sem aquecimento externo e sem geração de calor na inclusão; e para a pastilha PZT 2 com aquecimento externo e sem geração de calor na inclusão. As métricas de dano apresentaram um comportamento crescente em relação a condição do ensaio realizado. Observa-se que, para a maioria dos transdutores piezelétricos analisados, encontraram-se os maiores valores para a condição com aquecimento externo e com geração de calor na inclusão e os menores para a condição sem aquecimento externo e sem geração de calor na inclusão. A Tabela 5.3 mostra de forma resumida em quais situações a inclusão de 10 mm foi detectada.

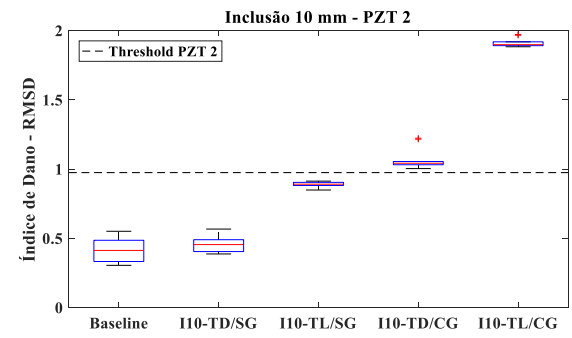
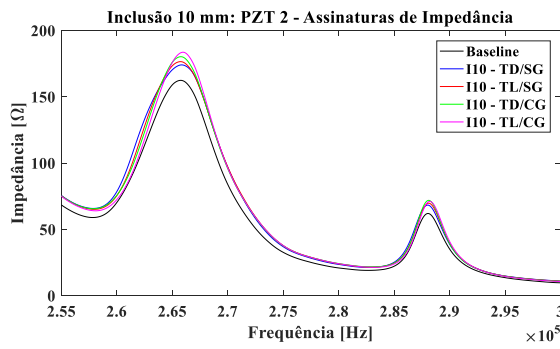
Tabela 5.3 – Resumo da detecção da inclusão de 10 mm no modelo de silicone.

A inclusão de 10 mm foi detectada?				
PZT	I10_TD/SG	I10_TL/SG	I10_TD/CG	I10_TL/CG
1	Não	Sim	Sim	Sim
2	Não	Não	Sim	Sim
3	Sim	Sim	Sim	Sim
4	Sim	Sim	Sim	Sim
5	Sim	Sim	Sim	Sim
6	Sim	Sim	Sim	Sim
7	Não	Sim	Sim	Sim

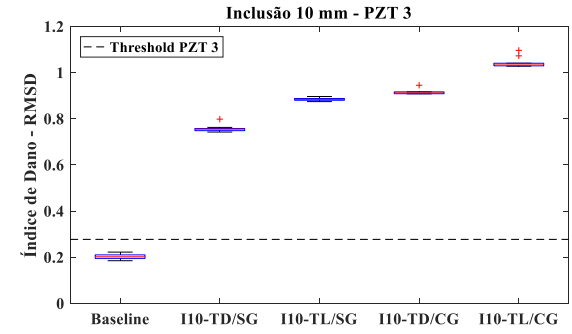
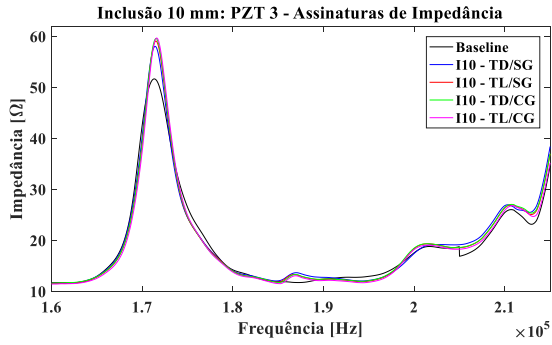




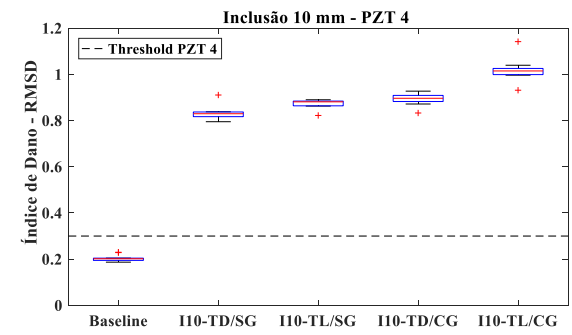
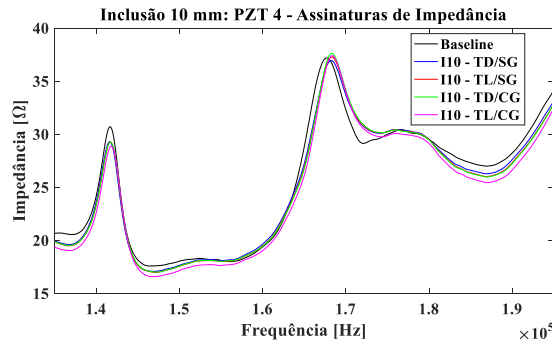
(A)



(B)



(C)



(D)

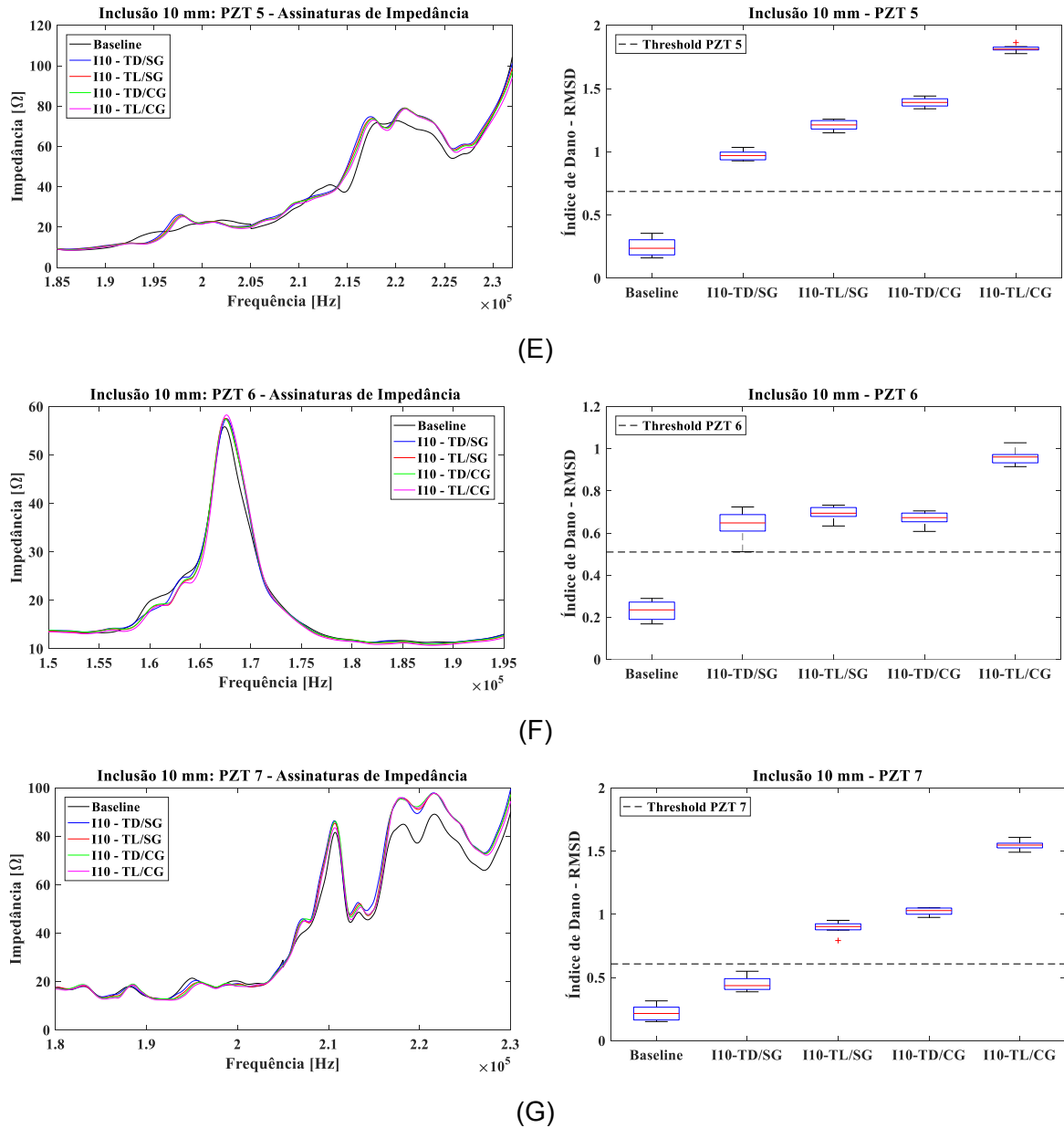


Figura 5.6 – Assinaturas de impedância eletromecânica e métricas de dano RMSD para o modelo de silicone com inclusão de 10 mm: (A) PZT 1; (B) PZT 2; (C) PZT 3; (D) PZT 4; (E) PZT 5; (F) PZT 6; (G) PZT 7.

5.2.2. Detecção da inclusão de 20 mm

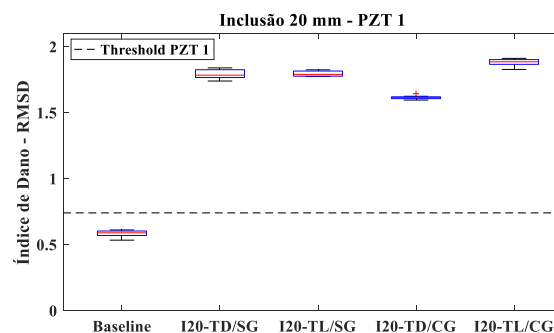
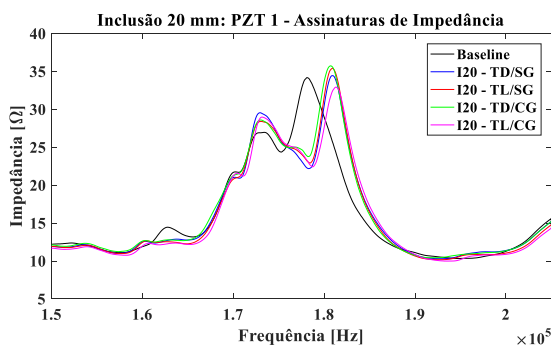
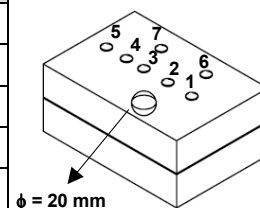
Nesta configuração a inclusão de PLA de 20 mm de diâmetro foi inserida no interior do modelo de silicone, tendo a pastilha PZT 3 fixado acima dela. As condições de ensaio estudadas foram semelhantes às usadas no teste com a inclusão de 10 mm, sendo: *Baseline*: modelo sem inclusão, em que todas as esferas inseridas no modelo são de silicone, e sem aquecimento externo; I20 – TD/SG: modelo com inclusão de 20 mm, sem aquecimento

externo e sem geração de calor na inclusão, I20 – TD/CG: modelo com inclusão de 20 mm, sem aquecimento externo e com geração de calor na inclusão; I20 – TL/SG: modelo com inclusão de 20 mm, com aquecimento externo e sem geração de calor na inclusão; e I20 – TL/CG: modelo com inclusão de 20 mm, com aquecimento externo e com geração de calor na inclusão.

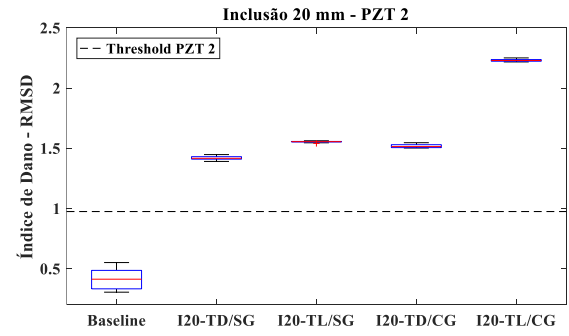
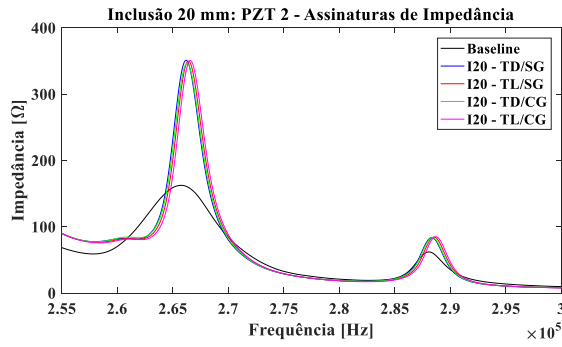
Verifica-se que as assinaturas de impedância de todas as pastilhas PZT modificaram após a inserção da inclusão de 20 mm no modelo e, para quantificar essa modificação, foram calculadas as métricas de dano RMSD, sendo que os resultados confirmaram a presença do dano, como mostra a Fig. 5.7. O valor de *threshold* garantiu 95% de confiança na probabilidade de detecção dessa inclusão. A detecção da inclusão de 20 mm foi feita com sucesso nas análises das métricas de dano RMSD em todos os transdutores piezelétricos acoplados ao modelo, para todas as condições testadas, como está apresentado na Tab. 5.4. Observa-se que a maioria das pastilhas analisadas manteve o padrão de comportamento apresentado na detecção da inclusão de 10 mm, em que os maiores valores da métrica de dano foram obtidos para a condição com aquecimento externo e com geração de calor na inclusão e os menores para a condição sem aquecimento externo e sem geração de calor.

Tabela 5.4 – Resumo da detecção da inclusão de 20 mm no modelo de silicone.

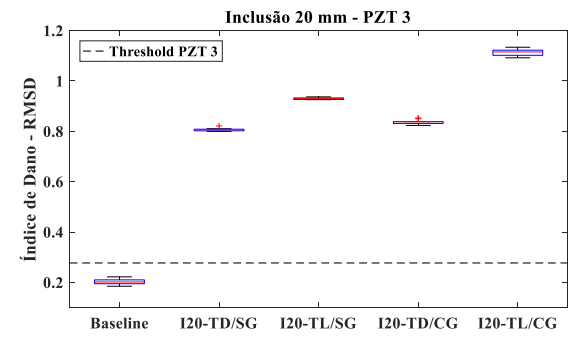
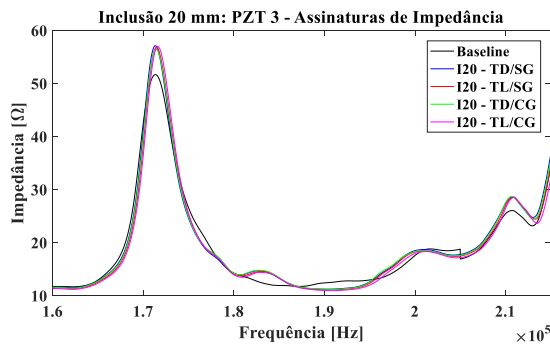
A inclusão de 20 mm foi detectada?				
PZT	I20_TD/SG	I20_TL/SG	I20_TD/CG	I20_TL/CG
1	Sim	Sim	Sim	Sim
2	Sim	Sim	Sim	Sim
3	Sim	Sim	Sim	Sim
4	Sim	Sim	Sim	Sim
5	Sim	Sim	Sim	Sim
6	Sim	Sim	Sim	Sim
7	Sim	Sim	Sim	Sim



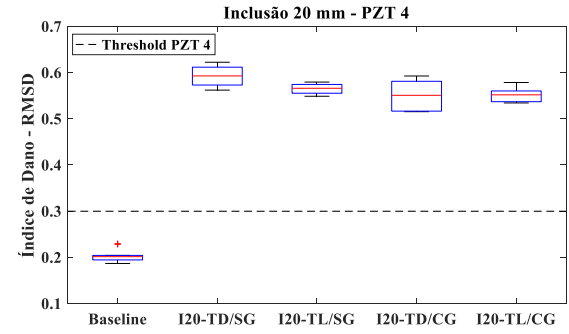
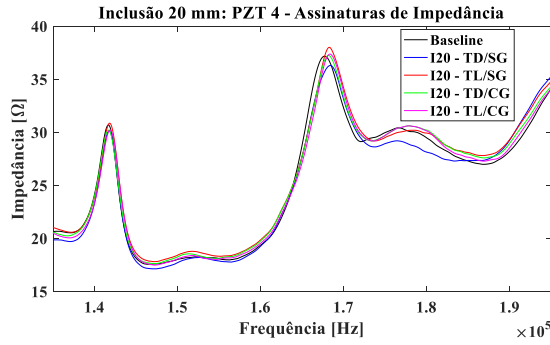
(A)



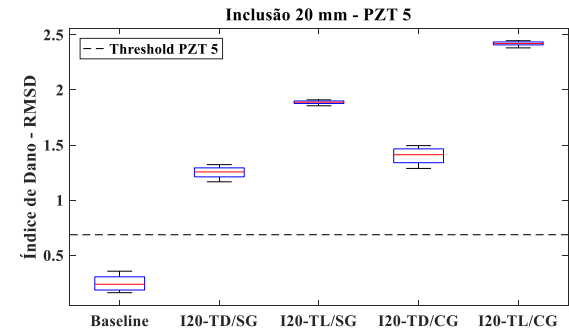
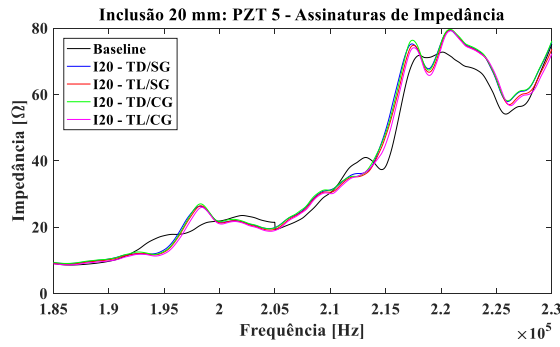
(B)



(C)



(D)



(E)

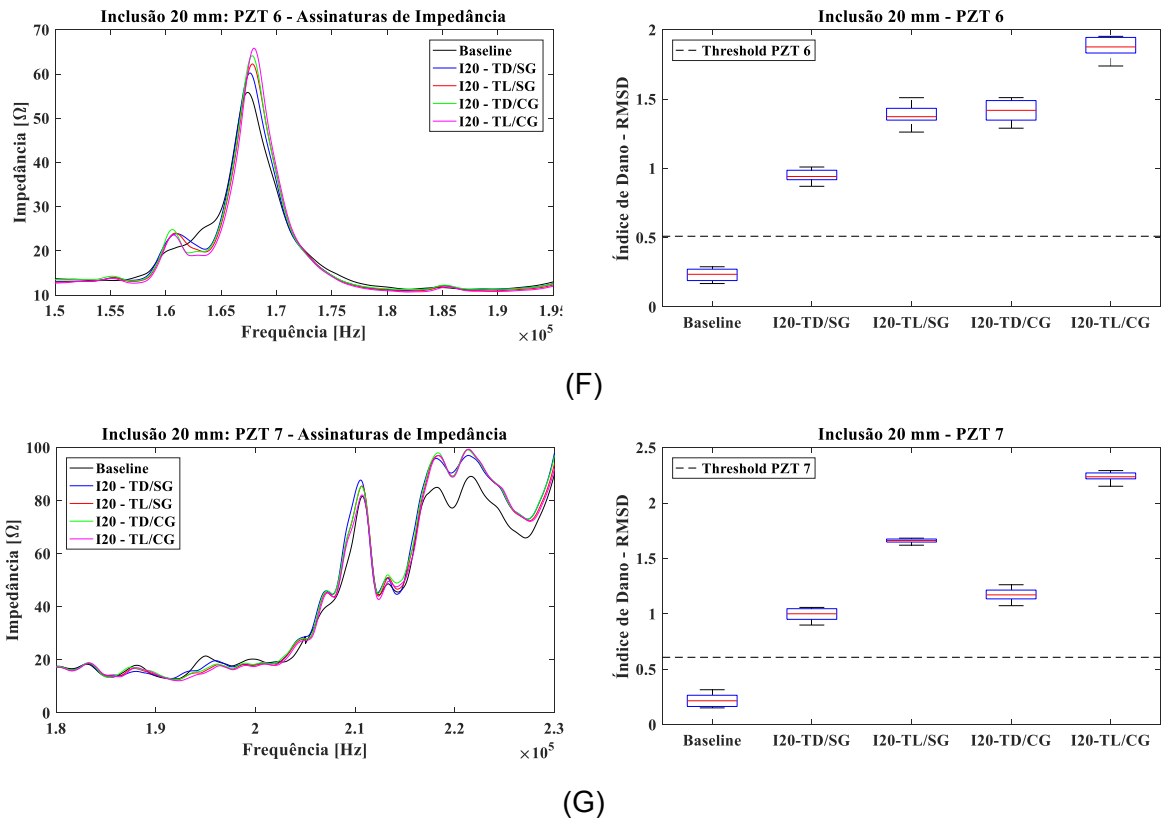


Figura 5.7 – Assinaturas de impedância eletromecânica e métricas de dano RMSD para o modelo de silicone com inclusão de 20 mm: (A) PZT 1; (B) PZT 2; (C) PZT 3; (D) PZT 4; (E) PZT 5; (F) PZT 6; (G) PZT 7.

5.2.3. Detecção da inclusão de 30 mm

Esta configuração consiste no modelo de silicone com a presença da inclusão de PLA de 30 mm, sendo o transdutor piezelétrico PZT 1 aquele que está posicionado acima da inclusão e o transdutor piezelétrico PZT 5 o mais distante da mesma. As configurações comparadas foram as seguintes: *Baseline*: modelo sem inclusão, em que todas as esferas inseridas no modelo são de silicone, e sem aquecimento externo; I30 – TD/SG: modelo com inclusão de 30 mm, sem aquecimento externo e sem geração de calor na inclusão, I30 – TD/CG: modelo com inclusão de 30 mm, sem aquecimento externo e com geração de calor na inclusão; I30 – TL/SG: modelo com inclusão de 30 mm, com aquecimento externo e sem geração de calor na inclusão; e I30 – TL/CG: modelo com inclusão de 30 mm, com aquecimento externo e com geração de calor na inclusão.

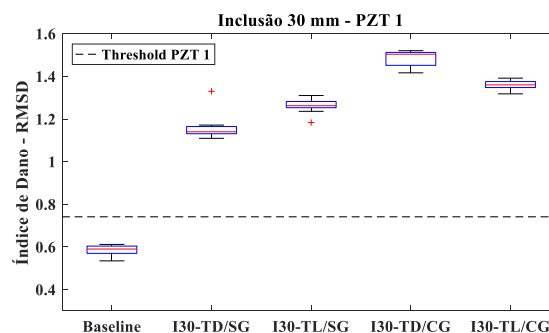
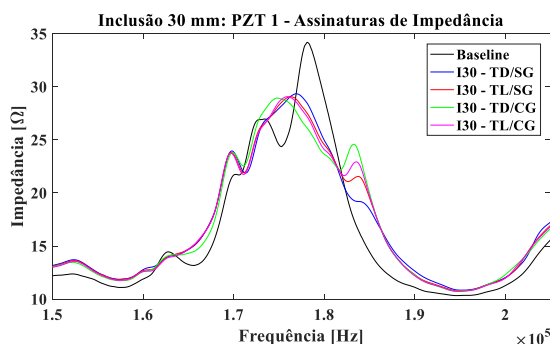
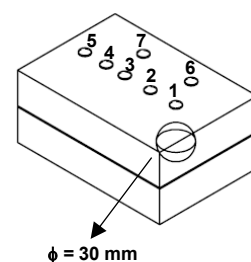
Foram obtidas as assinaturas de impedância eletromecânica para as pastilhas PZT acopladas no modelo e esses sinais foram tratados numericamente a partir do cálculo da métrica de dano RMSD. A Figura 5.8 apresenta as assinaturas de impedância eletromecânica

e as métricas de dano na temperatura de 25 °C para as condições testadas. Observa-se que os sinais de impedância das condições com inclusão apresentaram variações significativas quando comparado com os sinais de referência. As métricas de dano quantificam essa variação e mostram que a inclusão de 30 mm foi detectada com sucesso, em todas as condições para as pastilhas PZT 1, 2, 3 e 7. O valor de *threshold* determina a probabilidade de detecção da inclusão com 95% de confiança.

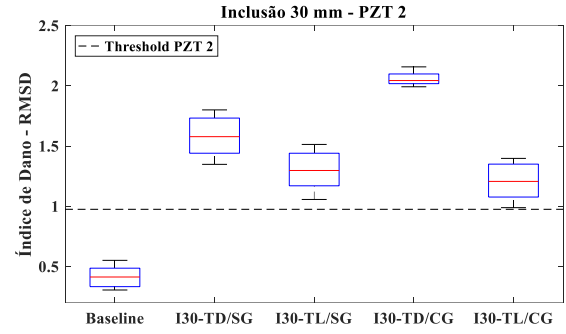
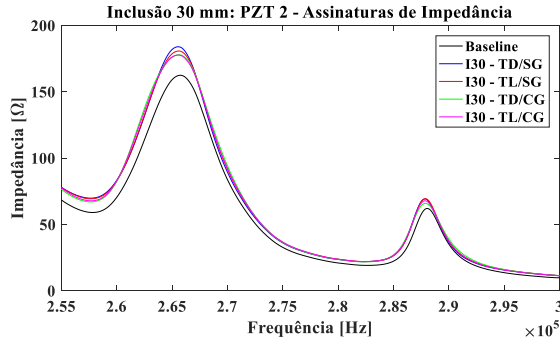
Para a pastilha PZT 4, a inclusão foi detectada com sucesso nas condições com geração de calor na inclusão, na presença ou não de aquecimento externo. Nos sinais do transdutor PZT 6 foi detectado o dano apenas na condição sem aquecimento externo e com geração de calor na inclusão, enquanto nas demais condições a detecção foi inconclusiva. A pastilha PZT 5 apresentou uma detecção inconclusiva para o teste com aquecimento externo e geração de calor na inclusão. A Tabela 5.5 mostra de forma resumida em quais condições e transdutor piezoelétrico ocorreu a detecção da inclusão de 30 mm. Ao se comparar a detecção da inclusão de 30 mm com as demais, observa-se que a métrica de dano obtida no ensaio com aquecimento externo e geração de calor na inclusão não apresentou os maiores valores, como tido anteriormente. Além disso, a detecção da inclusão de 30 mm teve mais falhas do que as inclusões menores testadas, o que pode ter ocorrido devido ao fato do método ter maior sensibilidade para detecção de pequenos danos ou danos incipientes.

Tabela 5.5 – Resumo da detecção da inclusão de 30 mm no modelo de silicone.

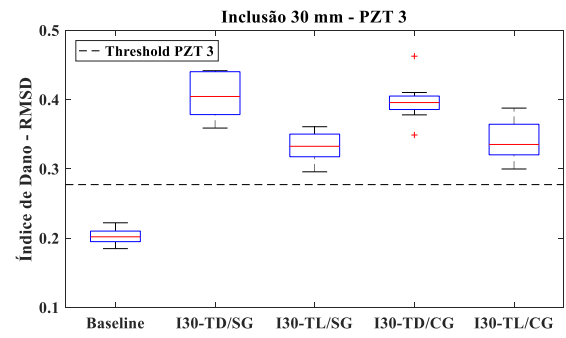
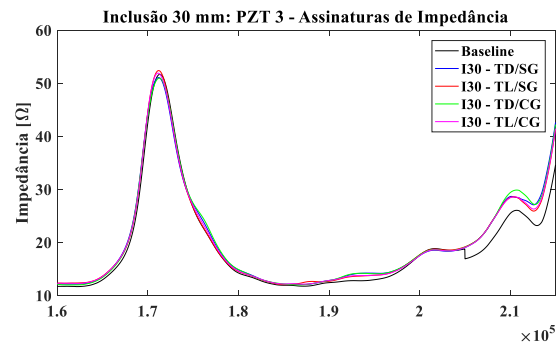
A inclusão de 30 mm foi detectada?				
PZT	I30_TD/SG	I30_TL/SG	I30_TD/CG	I30_TL/CG
1	Sim	Sim	Sim	Sim
2	Sim	Sim	Sim	Sim
3	Sim	Sim	Sim	Sim
4	Inconclusivo	Inconclusivo	Sim	Sim
5	Sim	Sim	Sim	Inconclusivo
6	Inconclusivo	Inconclusivo	Sim	Inconclusivo
7	Sim	Sim	Sim	Sim



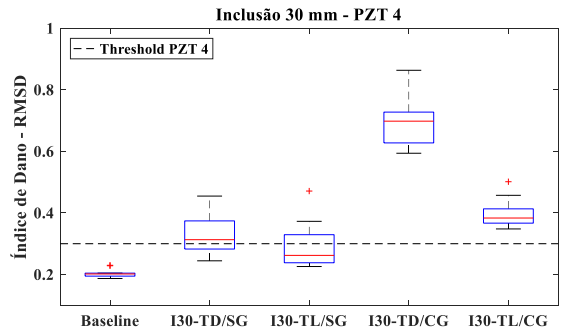
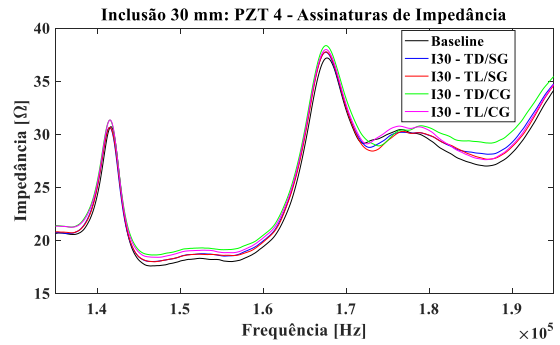
(A)



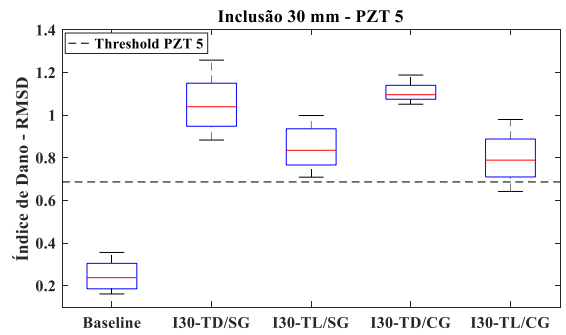
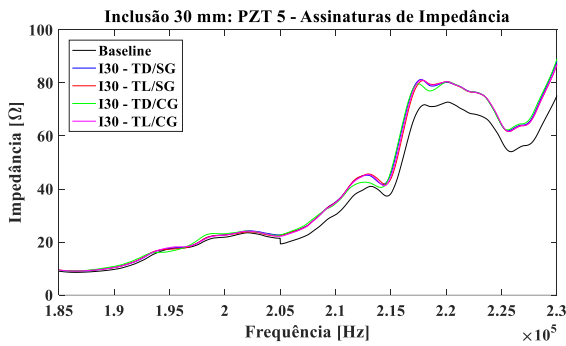
(B)



(C)



(D)



(E)

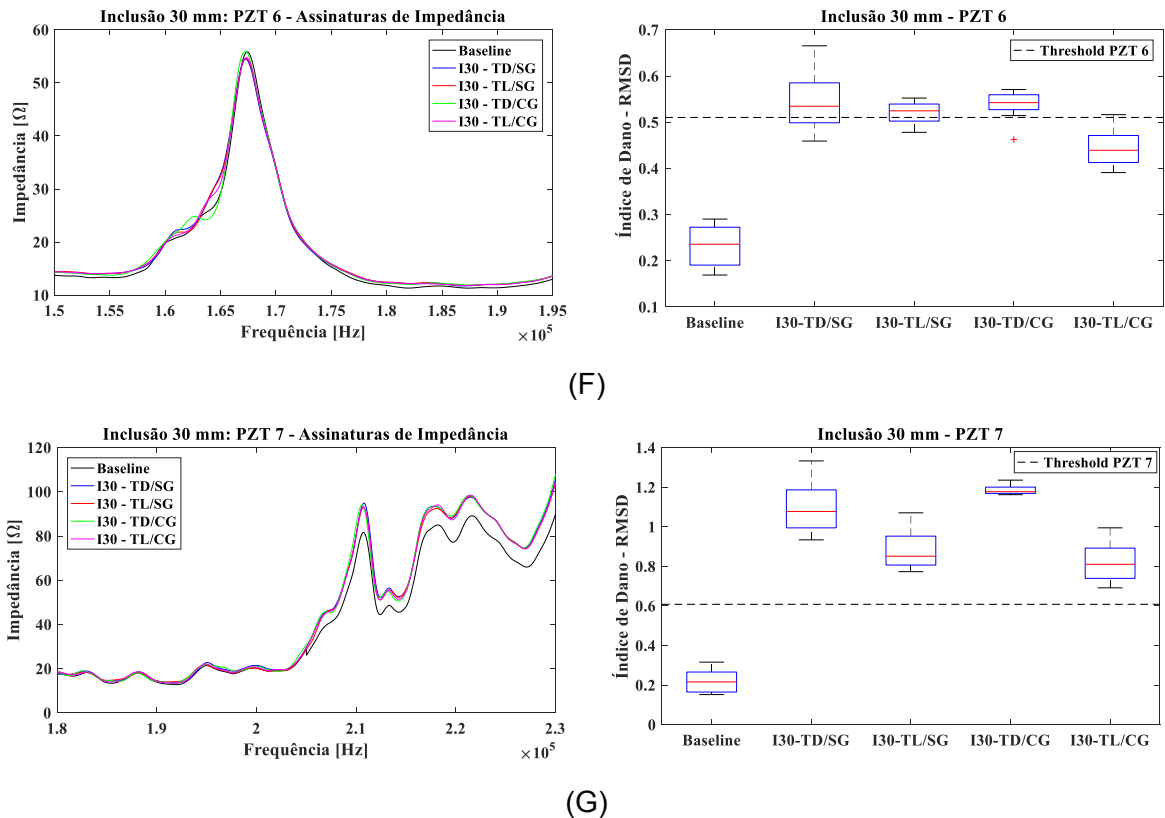


Figura 5.8 – Assinaturas de impedância eletromecânica e métricas de dano RMSD para o modelo de silicone com inclusão de 30 mm: (A) PZT 1; (B) PZT 2; (C) PZT 3; (D) PZT 4; (E) PZT 5; (F) PZT 6; (G) PZT 7.

5.3. Detecção das Inclusões Pré – existentes usando o Método da Impedância Eletromecânica

Nessa seção são analisados os resultados das análises feitas tendo como condição de referência (*baseline*) o modelo com a inclusão já inserida. Esses ensaios simulam os casos em que os pacientes já apresentam a anomalia quando fazem o primeiro exame usando o método da impedância eletromecânica. Assim, propõe-se que a modificação na condição de referência seja feita pelo aquecimento externo do modelo com a lâmpada. Para isso, foram consideradas as assinaturas de impedância eletromecânica mostradas anteriormente e calculadas as métricas de dano RMSD. As condições analisadas foram: *baseline*, inclusão de 10 mm sem e com geração de calor, inclusão de 20 mm sem e com geração de calor e inclusão de 30 mm sem e com geração de calor, todas sem e com a aplicação do aquecimento externo.

Inicialmente, comparou-se o sinal *baseline* sem e com o aquecimento externo do modelo para verificar se apenas a excitação térmica estaria influenciando na identificação do

dano. Nestas análises, observou-se que as métricas de dano da configuração sem inclusão (*baseline*) não foram superiores ao *threshold* para todos os transdutores piezelétricos. Assim, não foi detectado um dano devido apenas ao efeito do aquecimento, mas a detecção ocorreu em certas condições quando as inclusões foram inseridas no modelo. A seguir estão detalhadas, na Fig. 5.9 e 5.10, respectivamente, as comparações para as métricas de dano RMSD dos transdutores piezelétricos PZT 5 e PZT 7. Foram escolhidos esses transdutores, pois a pastilha PZT 5 está fixada acima da menor inclusão de 10 mm e a pastilha PZT 7 não está acima de nenhuma inclusão. As métricas de dano das demais pastilhas PZT estão apresentadas no Apêndice deste trabalho. A Tabela 5.6 mostra as inclusões que foram detectadas após o aquecimento externo do modelo.

Observa-se que a inclusão de 10 mm foi detectada em todas pastilhas PZT, exceto na pastilha PZT 1, quando ocorreu geração de calor na inclusão. O efeito do aquecimento externo auxiliou na detecção da inclusão de menor diâmetro apenas na pastilha PZT 2. Já para a inclusão de 20 mm, a aplicação do aquecimento externo no modelo possibilitou a identificação da inclusão sem geração de calor, em todos os transdutores piezelétricos, com exceção da pastilha PZT 1. Além da identificação da inclusão de 20 mm com geração de calor interna, exceto na pastilha PZT 4. Nenhuma das pastilhas PZT detectou a inclusão de 30 mm sem geração de calor, mesmo com o aquecimento externo aplicado. Enquanto que nos casos em que havia geração de calor na inclusão de 30 mm, a detecção foi realizada pelas pastilhas PZT 2, PZT 6 e PZT 7. A análise destes resultados indica novamente que a presença da geração de calor na inclusão e o aquecimento externo da estrutura influenciam de maneira positiva na detecção das inclusões.

Tabela 5.6 – Resumo da detecção das inclusões pré-existentes no modelo simplificado após a aplicação do aquecimento externo.

A inclusão pré-existente foi detectada?						
PZT	I10 Sem geração	I10 Com geração	I20 Sem geração	I20 Com geração	I30 Sem geração	I30 Com geração
1	Inconclusivo	Não	Não	Sim	Não	Não
2	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Sim
3	Não	Sim	Sim	Sim	Não	Não
4	Não	Sim	Sim	Não	Não	Inconclusivo
5	Não	Sim	Sim	Sim	Não	Inconclusivo
6	Não	Sim	Sim	Sim	Não	Sim
7	Inconclusivo	Sim	Sim	Sim	Não	Sim

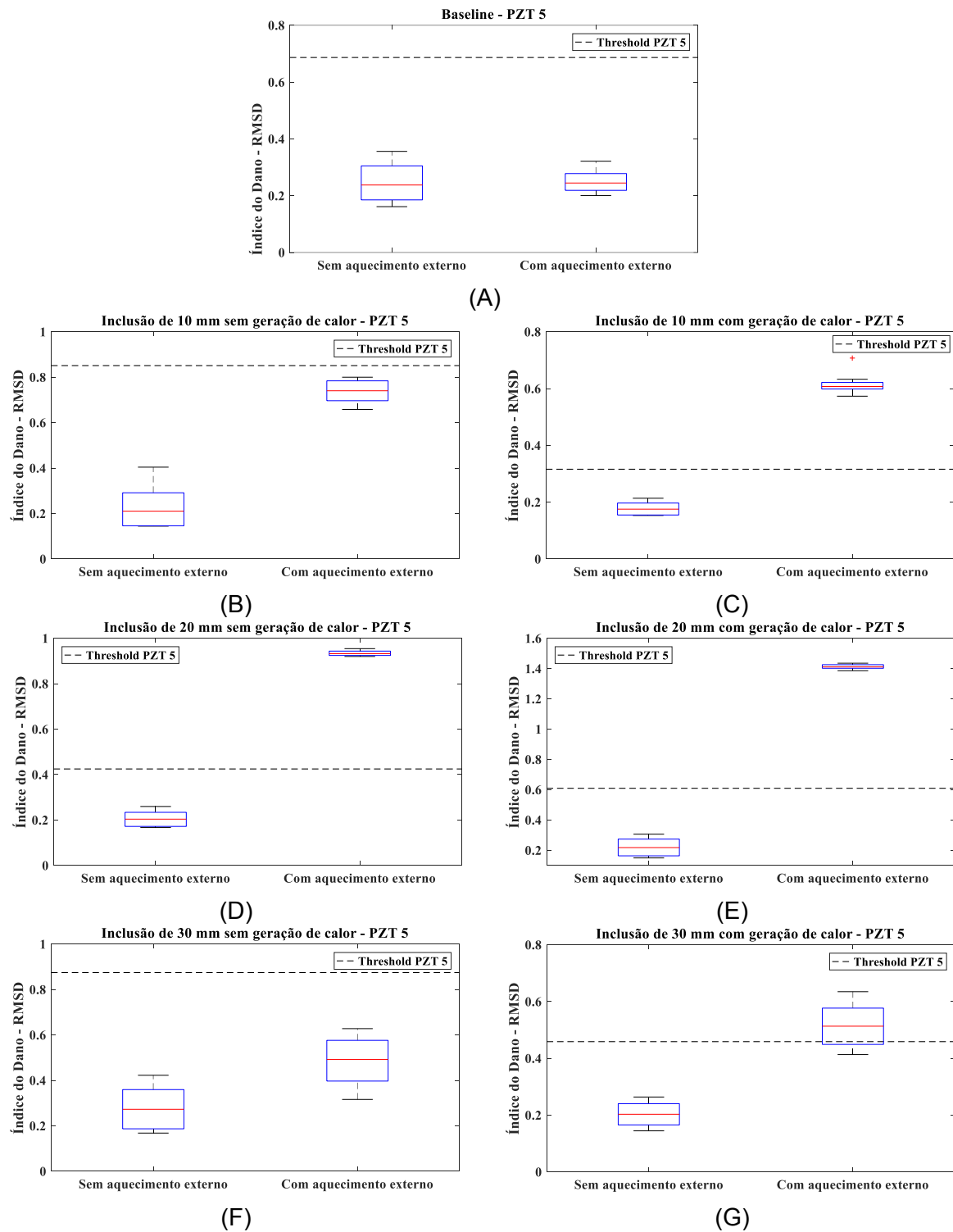


Figura 5.9 - Métricas de dano RMSD dos ensaios com e sem aquecimento para o transdutor piezelétrico PZT 5: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm sem geração de calor interna; (C) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna; (D) Modelo com inclusão de 20 mm sem geração de calor interna; (E) Modelo com inclusão de 20 mm com geração de calor interna; (F) Modelo com inclusão de 30 mm sem geração de calor interna; (G) Modelo com inclusão de 30 mm com geração de calor interna.

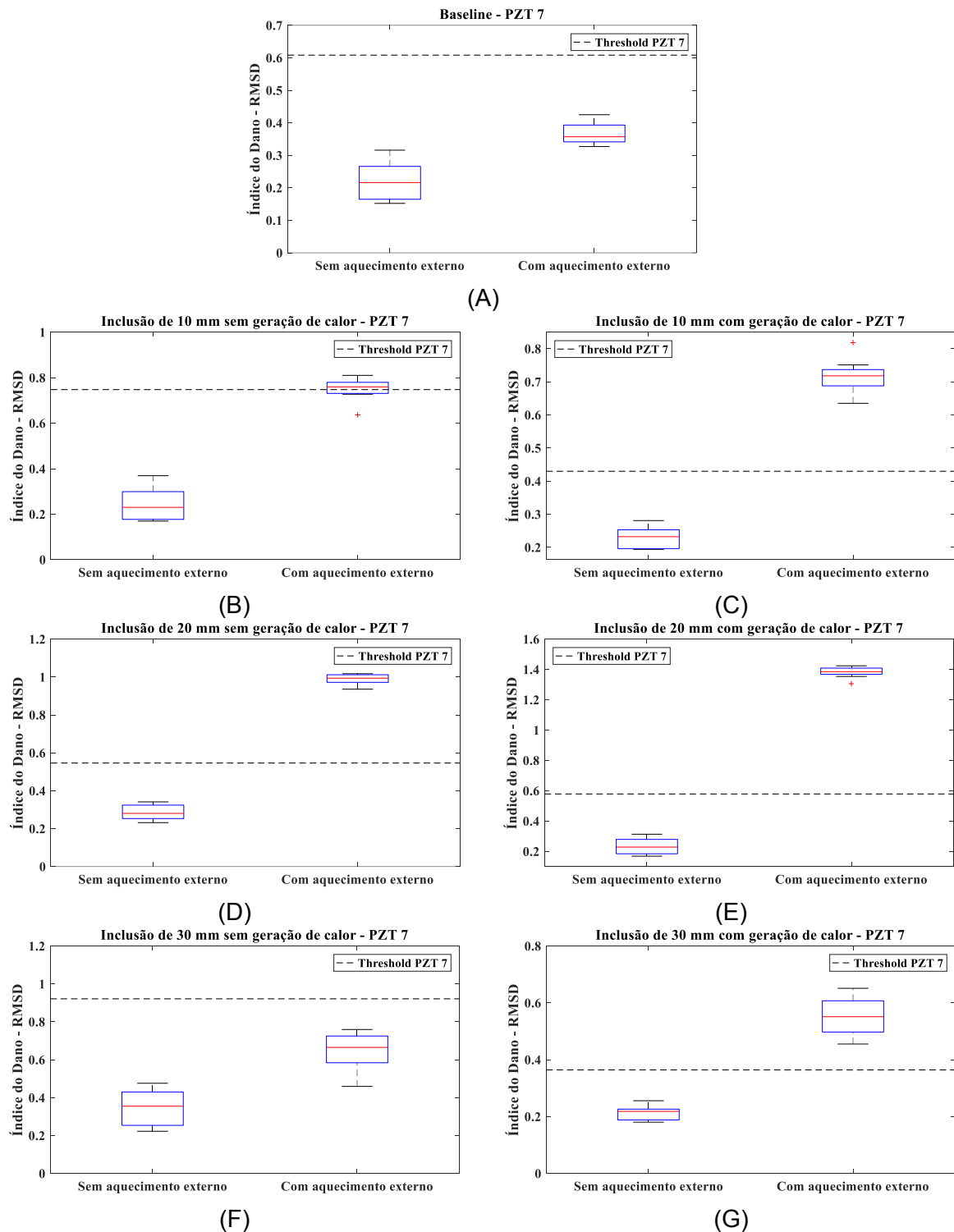


Figura 5.10 - Métricas de dano RMSD dos ensaios com e sem aquecimento para o transdutor piezelétrico PZT 7: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm sem geração de calor interna; (C) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna; (D) Modelo com inclusão de 20 mm sem geração de calor interna; (E) Modelo com inclusão de 20 mm com geração de calor interna; (F) Modelo com inclusão de 30 mm sem geração de calor interna; (G) Modelo com inclusão de 30 mm com geração de calor interna.

5.4. Procedimento Experimental usando o Método da Impedância Térmica

A impedância térmica é determinada a partir da relação entre um gradiente de temperatura e o fluxo de calor imposto na estrutura, como foi mostrado no Cap. 4. A Figura 5.11 descreve a montagem experimental projetada para detecção do dano usando o método de impedância térmica. O modelo de silicone, esferas de silicone e as inclusões de PLA usadas no método de impedância eletromecânica estão presentes nos testes térmicos. A novidade no aparato experimental é o aquecimento superficial que, neste caso, é fornecido por uma resistência elétrica circular de $176\ \Omega$ com 75 mm diâmetro, Fig. 5.11(A). O fluxo de calor e a temperatura presentes na superfície são medidos por um conjunto transdutor de fluxo de calor HFS-3 e sensor de temperatura tipo K da empresa Omega®, Fig. 5.11(B), posicionado logo abaixo dessa resistência. A superfície superior da amostra e da resistência é isolada do ambiente com uma camada de isolante térmico de poliestireno expandido, Fig. 5.11(C), para que a maior parte do calor gerado seja conduzido à amostra.

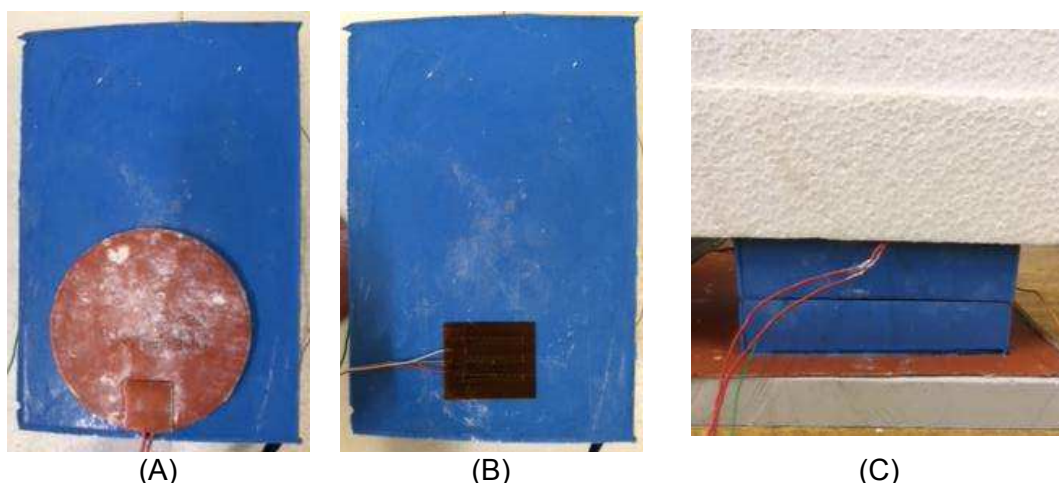


Figure 5.11 - Aparato experimental: (A) Resistência elétrica em detalhe; (B) Transdutor de fluxo de calor e temperatura; (C) Isolante em detalhe.

A Figura 5.12 apresenta os equipamentos usados na bancada de instrumentação. O fluxo de calor imposto na superfície da amostra é modulado por um gerador de funções, Fig. 5.12(A), e medido pelo transdutor de fluxo de calor. O transdutor possui em sua região central um termopar que mede a temperatura da superfície da amostra. As inclusões de 10 mm, 20 mm e 30 mm possuem, novamente, as mesmas resistências elétricas em seu interior para a imposição/simulação do fluxo de calor gerado pelos tumores. Os sinais de temperatura e fluxo de calor são adquiridos por um sistema de aquisição de dados HP Data Acquisition®, mostrado na Fig. 5.12(B) que é controlado por computador.

Nesse estágio da pesquisa não foi usada a câmera infravermelha para a aquisição de temperatura e a lâmpada para impor o fluxo de calor, uma vez que o objetivo principal é a obtenção da impedância. Observa-se que o uso do conjunto transdutor de fluxo de calor/termopar e a resistência elétrica permitem um maior controle sobre a variável de entrada (fluxo de calor) e de saída (temperatura). Entretanto, todo o procedimento pode ser aplicado para a obtenção de temperatura usando sensores infravermelho e a lâmpada. O desafio nesse caso é o de se impor o aquecimento e se obter o sinal proporcional ao fluxo de calor também sem contato, prescindindo assim do uso da resistência elétrica. Nesse caso, uma nova montagem experimental deverá ser projetada considerando a imposição e medição do fluxo de calor sem contato.



(A)



(B)

Figura 5.12 - Bancada de instrumentação: (A) Gerador de funções; (B) Sistema de aquisição de dados.

Nos testes térmicos, foram definidas quatro configurações de ensaio: configuração de referência, chamada também de *baseline*, em que as esferas de silicone foram posicionadas no interior do modelo; modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor; modelo com inclusão de 20 mm com geração de calor e modelo com inclusão de 30 mm com geração de calor. A resistência elétrica usada para gerar o fluxo de calor na superfície foi posicionada na região acima de cada uma das inclusões, quando estas foram inseridas. Para cada uma das configurações foram feitos oito ensaios. A condição inicial do teste *baseline* foi a temperatura de equilíbrio alcançada entre a amostra e o meio ambiente climatizado, sem geração de calor interna. Nos testes com inclusão, considerou-se como condição inicial, o estado em regime permanente alcançado pela amostra após a geração de calor por efeito Joule no interior das inclusões. Em média esse regime foi alcançado após 6 horas de aquecimento interno. Esse procedimento simula a situação real, uma vez que os tecidos possuem metabolismo e perfusão permanentes. Somente após o regime permanente ser alcançado é que o aquecimento superficial foi aplicado pela resistência elétrica, fornecido pelo gerador de

funções em ondas quadradas com amplitude de 10 V, período de 80 s, duração do aquecimento de 50 s, durante 40 min de experimento. Esta configuração de ondas quadradas foi escolhida para que houvesse aquecimento e resfriamento do modelo, mantendo um aquecimento da superfície de aproximadamente 2 °C.

5.5. Detecção das Inclusões usando o Método da Impedância Térmica

A evolução do fluxo de calor na superfície do modelo nas configurações de referência e com inclusões é apresentada na Fig. 5.13. Observa-se que embora a mesma potência tenha sido empregada em todos os testes, ou seja, uma potência de 0,56 W, diferentes fluxos de calor são impostos na superfície. Este efeito se deve à presença das inclusões. O fluxo de calor gerado pela resistência elétrica, por efeito Joule, é distribuído entre a superfície do modelo e o material isolante, posicionado acima da resistência elétrica. Como o material isolante é o mesmo em todos os testes, cada teste pode ser considerado uma amostra diferente possuindo diferentes capacidades e resistências térmicas.

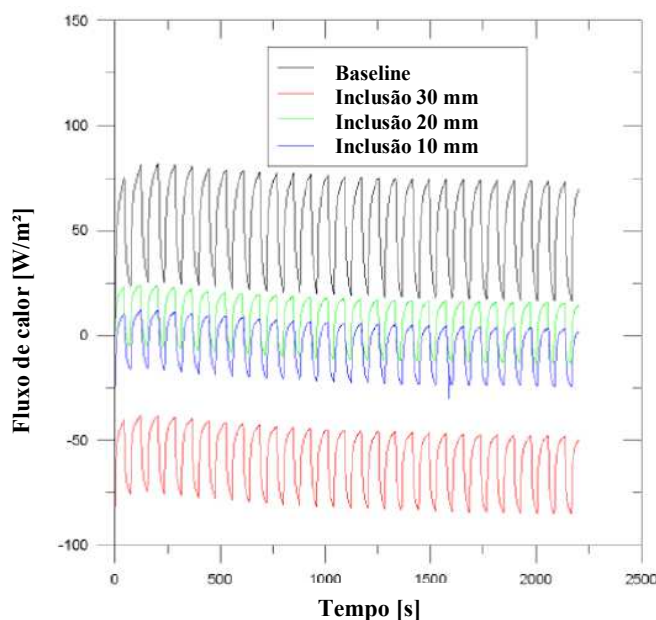


Figura 5.13 – Fluxo de calor imposto na superfície dos modelos.

O efeito de uma inclusão que possua uma maior condutividade térmica tende a tornar o material mais condutivo, comparativamente. Ou seja, a resistência térmica do material será menor ou maior dependendo das propriedades térmicas e do tamanho (geometria) das inclusões. Além disso, as resistências elétricas usadas para a obtenção da geração de calor interna possuem valores e tamanhos diferentes. Para que houvesse sensibilidade quanto a variação de temperatura na superfície, potências diferentes foram aplicadas de forma a se

obter gradientes de temperatura da mesma ordem e mensuráveis. O resultado dessas diferentes gerações de calor e de geometria implicam em diferentes regiões afetadas e consequentemente diferentes fluxos de calor alcançando a superfície superior da amostra.

Assim, os valores absolutos do fluxo de calor medidos pelos transdutores não fornecem informações suficientes para a detecção de uma inclusão, pois além dos efeitos da resistência e capacidade térmica do modelo, o sinal do transdutor de fluxo de calor é representativo do balanço de energia entre o fluxo de calor de entrada e saída na região do sensor. Por exemplo, a geração de calor na inclusão de 30 mm tem um efeito significativo na região superficial do transdutor, levando o fluxo de calor medido nestes testes a atingirem níveis negativos, isto porque o efeito da geração de calor interna é maior que o fluxo de calor imposto na superfície.

A Figura 5.14 apresenta a evolução das temperaturas superficiais nos quatro testes. Observa-se que a evolução do sinal de temperatura é praticamente a mesma nos instantes iniciais, até 40 s, e se diferenciam à medida que o tempo passa. Como a imposição de calor se mantém constante, o efeito das inclusões torna-se relevante na variação do sinal.

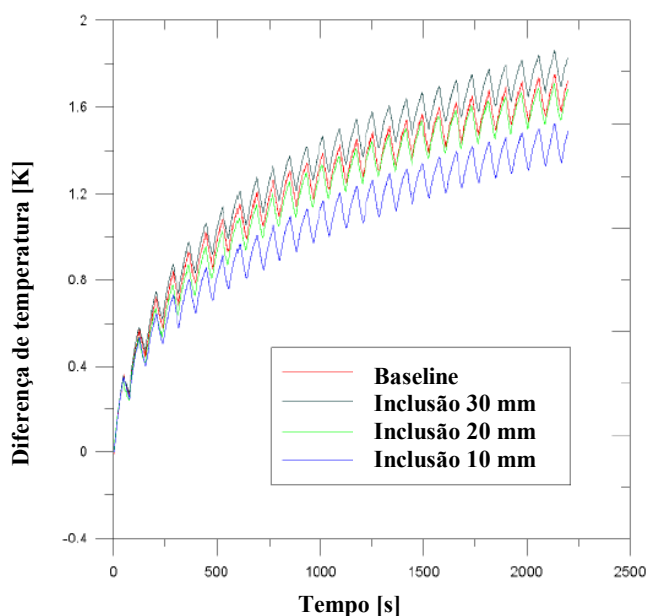


Figure 5.14 - Diferença de temperatura experimental na superfície até o tempo de 2400 s.

Poucas conclusões podem ser tiradas do comportamento do fluxo de calor e das temperaturas separadamente, uma vez que a temperatura depende do fluxo de calor imposto. Todavia, se o sistema é físico e realizável, a impedância térmica é uma característica do sistema e, portanto, independe do par fluxo de calor/temperatura. Ou seja, não importa o par entrada/saída do sistema que a sua resposta será sempre a mesma. Nesse caso, a resposta é uma função exclusiva do comportamento físico, das propriedades e da geometria do

sistema. Em outras palavras, se o sistema possui uma inclusão sua resposta térmica é diferente daquela obtida em um sistema sem inclusão (saudável).

Similarmente às assinaturas da impedância eletromecânica, a impedância térmica é uma variável complexa e, assim, sua análise no domínio da frequência deve considerar sua parte real e imaginária. A Figura 5.15 apresenta as assinaturas da parte real da impedância térmica para os quatro testes. Nota-se que as assinaturas de impedância térmica do *baseline* e do modelo com inclusão de 30 mm apresentam comportamento similares, o que não ocorre para as inclusões menores.

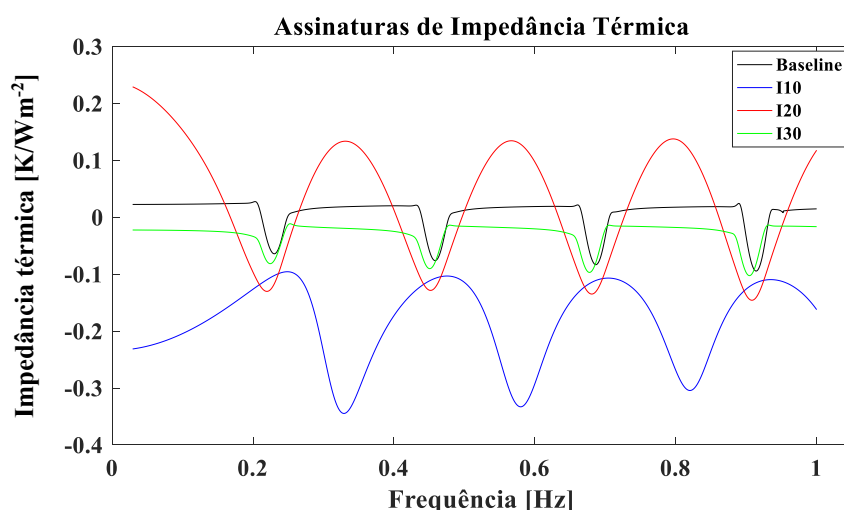


Figura 5.15 – Parte real das assinaturas de impedância térmica para os casos testados.

Analogamente ao método da impedância eletromecânica, as análises das assinaturas de impedância térmica fornecem uma informação apenas qualitativa acerca do comportamento térmico do modelo mostrando que houve variação entre os sinais do *baseline* e do modelo com inclusão. Para a detecção usa-se a mesma métrica de dano RMSD, calculada pela Eq. 4.5, para quantificar a diferença entre o sinal de referência e os outros sinais. A Figura 5.16 apresenta as métricas de dano RMSD para as impedâncias térmicas das configurações testadas. Observa-se, de forma análoga ao índice de dano obtido pelo sistema eletromecânico que quanto menor a inclusão, mais sensível é o índice.

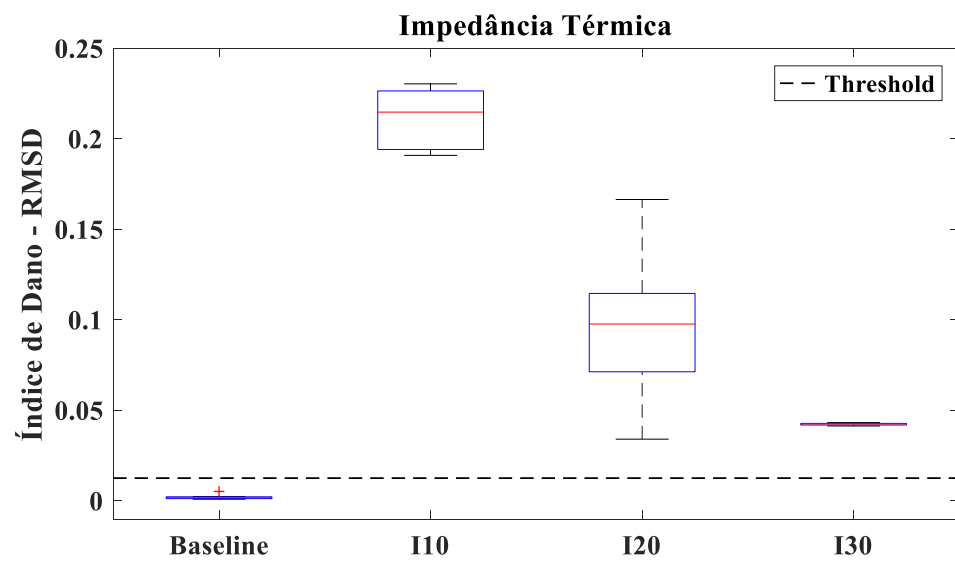


Figura 5.16 - Métricas de dano RMSD das assinaturas de impedância térmica para a condição *baseline* e para os modelos com inclusão de 10 mm, 20 mm e 30 mm.

CAPÍTULO VI

METODOLOGIA PROPOSTA E RESULTADOS PARA A DETECÇÃO DAS INCLUSÕES EM UM MODELO ANATÔMICO DA MAMA

Após serem feitos os testes em um modelo simplificado, deu-se continuidade ao estudo em um modelo anatômico da mama. Este capítulo apresenta os procedimentos e aparatos experimentais usados para a detecção de uma inclusão de 10 mm em um modelo da mama a partir do método de impedância eletromecânica. As condições de teste variam com a presença ou não de aquecimento externo mantendo a geração de calor na inclusão. As assinaturas de impedância eletromecânica são obtidas em cada condição de teste e as métricas de dano RMSD são calculadas para verificação da detecção. Como feito anteriormente com o modelo simplificado, apresentam-se as análises para os casos em que se tem o modelo sem inclusão como *baseline*, para detecção de anomalias recentes, e o modelo com inclusão como *baseline*, para a detecção de uma anomalia pré-existente.

6.1. Procedimento Experimental

Nesta etapa do trabalho os testes de impedância eletromecânica foram feitos em um modelo com geometria similar à de uma mama real. Os simuladores de tecidos biológicos, denominados fantasmas, são uma alternativa na representação de tecidos humanos *in vivo* por apresentarem características físicas e morfológicas próximas, serem mais acessíveis, duráveis e de fácil reprodução (CAVALCANTI, 2012). Usou-se um modelo anatômico L55 3B Scientific® que simula a mama direita humana sem tumores, possibilitando a simulação da condição de uma mama saudável.

Simulou-se o dano a ser detectado usando a inclusão de 10 mm de diâmetro fabricada de poli (ácido láctico) (PLA), mostrada no Cap. 5. Inseriu-se a inclusão através de um furo de 1 mm feito na parte inferior do modelo, Fig. 6.1(A). O local escolhido para o posicionamento

da inclusão foi o quadrante superior lateral da mama direita, Fig. 6.1(B), por ser o quadrante com maior incidência de tumores mamários (AGUILLAR, BAUAB e MARANHÃO, 2009). A posição exata da inclusão no interior do modelo não foi determinada. Uma resistência elétrica de $60\ \Omega$ gerou calor por efeito Joule simulando a presença de um tumor, que ocorre devido ao fluxo sanguíneo aumentado na área e aos processos metabólicos, provocando um aumentando de aproximadamente $2\ ^\circ\text{C}$, como explicado no Cap. 5. A geração de calor foi produzida no interior da inclusão com uma tensão elétrica de $7,5\ \text{V}$. As inclusões de $20\ \text{mm}$ e $30\ \text{mm}$ de diâmetro não foram analisadas devido à dificuldade para o posicionamento da inclusão no interior do modelo sem causar o descolamento das pastilhas piezelétricas.

O modelo foi instrumentado com oito transdutores piezelétricos (diâmetro de $10\ \text{mm}$ x $0,5\ \text{mm}$ de espessura, tipo 5H), distribuídos a cada 45° nos quatro quadrantes da mama a uma distância de $40\ \text{mm}$ a partir do centro da mama, como mostrado na Fig. 6.1(B). Os sensores-atuadores piezelétricos foram colados com um adesivo à base de cianoacrilato (Superbonder®). Os sinais de impedância eletromecânica foram medidos usando o impedancímetro portátil SySHM descrito no Cap. 4. Consideraram-se 4096 pontos e 1024 médias em uma faixa de frequência de $80\ \text{kHz}$ a $200\ \text{kHz}$, obtendo-se 30 medidas para cada pastilha PZT.

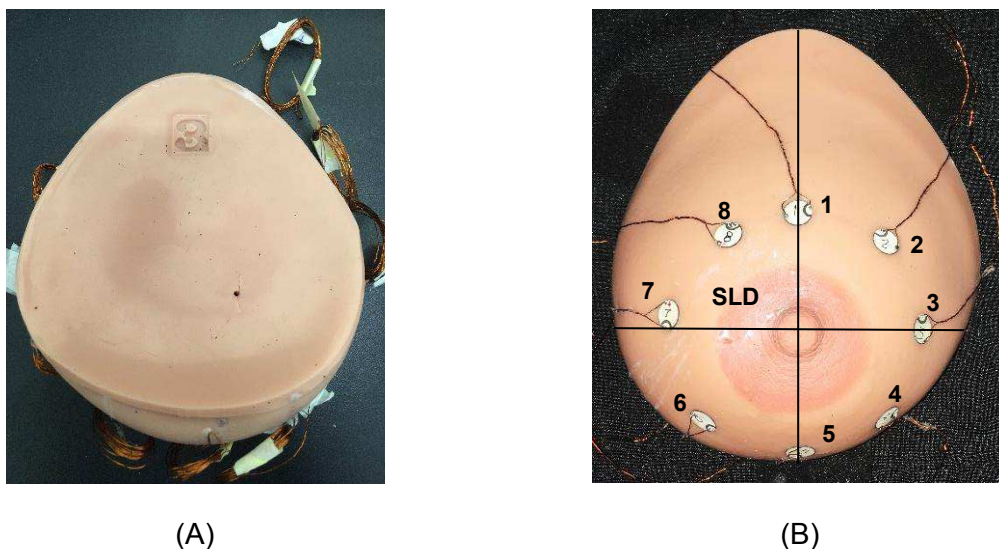


Figura 6.1 - Modelo da mama: (A) Furo para inserção da inclusão; (B) Modelo instrumentado com oito transdutores piezelétricos e indicação do quadrante superior lateral direito.

Como anteriormente, usou-se a lâmpada infravermelha de $60\ \text{W}$ para provocar o aquecimento externo do modelo posicionando-a de forma a incidir diretamente no modelo a uma distância de $40\ \text{cm}$, como ilustra a Fig. 6.2. O aparato experimental foi montado no interior

da câmara climática EPL-4H da série Platinous, para garantir o controle da temperatura ambiente dos ensaios a $25\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Definiu-se um tempo de estabilização da temperatura de 1 hora para os ensaios sem aquecimento externo e/ou geração de calor e 2 horas para os ensaios com aquecimento externo e/ou geração de calor. Após a estabilização da temperatura foi realizada a aquisição dos sinais de impedância eletromecânica durante 4 h de ensaio. A câmera infravermelha FLIR T420 foi posicionada a 90° em relação ao modelo e a 50 cm de altura, Fig. 6.2. Adquiriram-se as imagens térmicas em intervalos de 20 min ao longo do ensaio para permitir o monitoramento da variação de temperatura. A Figura 6.3 exemplifica as imagens infravermelhas obtidas nos testes sem inclusão e com a inclusão de 10 mm.

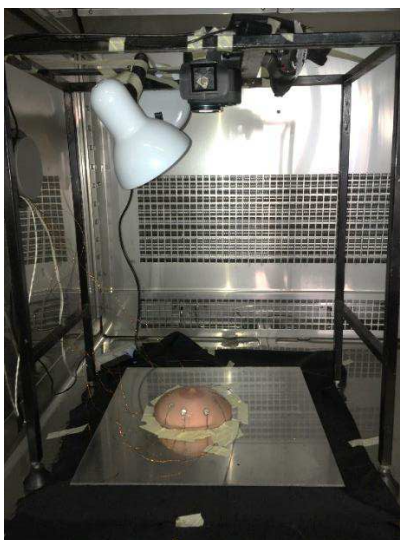


Figura 6.2 – Aparato experimental montado no interior da câmara climática EPL-4H.

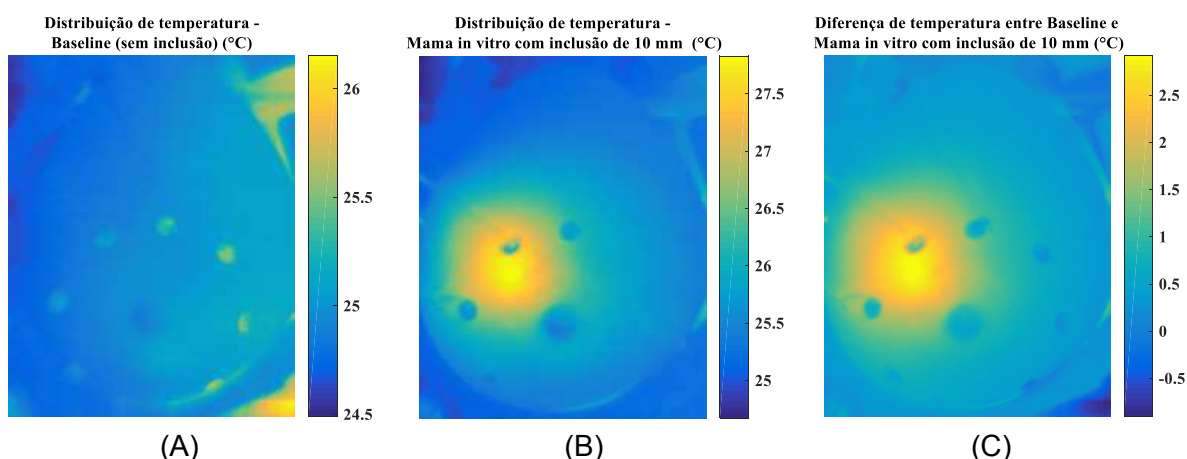


Figura 6.3 - (A) Distribuição de temperatura no modelo sem inclusão - *baseline*; (B) Distribuição de temperatura no modelo com inclusão de 10 mm; (C) Diferença de temperatura entre as configurações anteriores.

6.2. Detecção da Inclusão no Modelo da Mama usando o Método da Impedância Eletromecânica

Nesta seção são detalhados os resultados obtidos nos ensaios para a detecção da inclusão de 10 mm no modelo da mama em cada um dos oito transdutores piezelétricos. As pastilhas PZT 1, PZT 7 e PZT 8 são as mais próximas da inclusão, estando posicionados no quadrante superior lateral direito da mama. Foram testadas e comparadas as seguintes configurações: *Baseline*: modelo sem inclusão e sem aquecimento externo; I10 – TD/CG: modelo com inclusão de 10 mm, sem aquecimento externo e com geração de calor na inclusão e I10 – TL/CG: modelo com inclusão de 10 mm, com aquecimento externo e com geração de calor na inclusão.

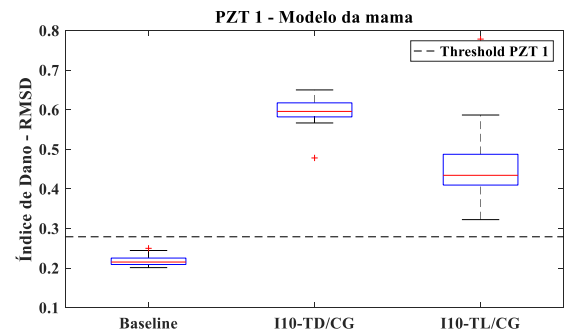
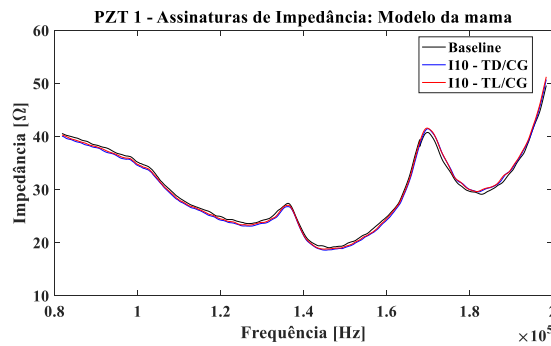
As assinaturas de impedância eletromecânica e métricas de dano obtidas para cada pastilha PZT, em uma temperatura de 25 °C, podem ser observadas na Fig. 6.4. Observa-se que os sinais de impedância para as configurações estudadas apresentam diferentes comportamentos, mostrando que a técnica foi capaz de detectar alterações no sistema após a inserção da inclusão. Entretanto, apenas a análise visual das assinaturas de impedância não é suficiente para indicar se houve a detecção do dano. Por isso, faz-se o cálculo das métricas de dano RMSD pela Eq. 4.5.

O valor de *threshold* foi apresentado, garantindo 95% de confiança na probabilidade de detecção dessa inclusão. A inclusão de 10 mm com geração de calor foi identificada com sucesso no modelo da mama por todas as pastilhas PZT na condição sem aquecimento externo, com exceção da pastilha PZT 3. Nos testes com a presença do aquecimento externo do modelo, a inclusão foi detectada na pastilha PZT 1 e na pastilha PZT 7 e não foi detectada nas pastilhas PZT 3 e PZT 6. A detecção foi inconclusiva nos transdutores piezelétricos PZT 2, PZT 4, PZT 5 e PZT 8. Ao contrário do observado nos testes com o modelo de silicone, o aquecimento externo não teve um efeito positivo na detecção das inclusões. Como a geometria é irregular e complexa o aquecimento produzido pela lâmpada pode não ter sido uniforme sobre a superfície, não produzindo as mesmas condições em cada transdutor. Pelo posicionamento da lâmpada pode-se observar que as pastilhas PZT 1, PZT 2, PZT 3, PZT 4 e PZT 5 não receberam a mesma quantidade de radiação de calor emitida devido a distância e angulação. Os diferentes materiais que compõe cada camada do modelo, por sua vez, podem também ter amplificado a não uniformidade do aquecimento. Estas podem ser possíveis causas para que o aquecimento superficial não tenha sido tão efetivo. Este efeito deve ser melhor compreendido em testes complementares e o projeto de aquecimento deve ser otimizado de forma a sensibilizar os transdutores de forma equivalente.

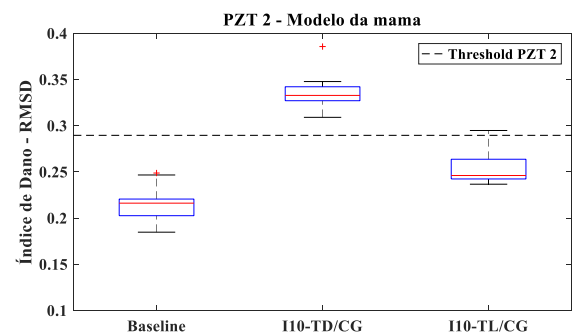
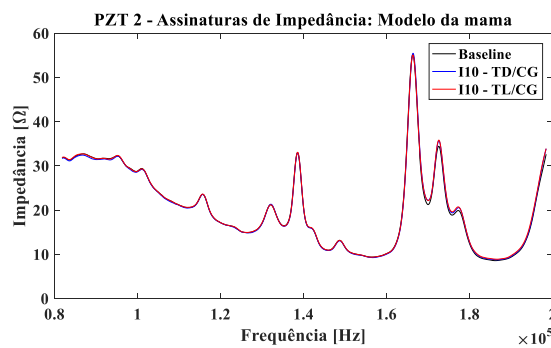
A Tabela 6.1 mostra em que condições e quais transdutores piezelétricos detectaram a inclusão de 10 mm no modelo da mama sem e com aquecimento infravermelho.

Tabela 6.1 – Resumo da detecção da inclusão de 10 mm no modelo da mama.

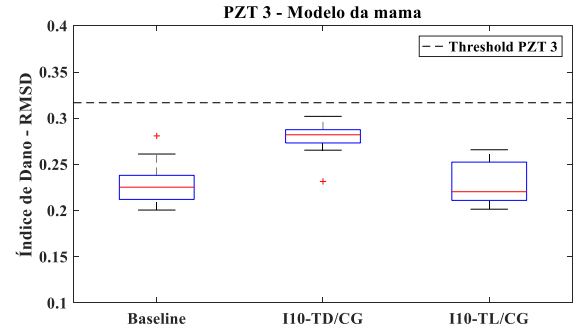
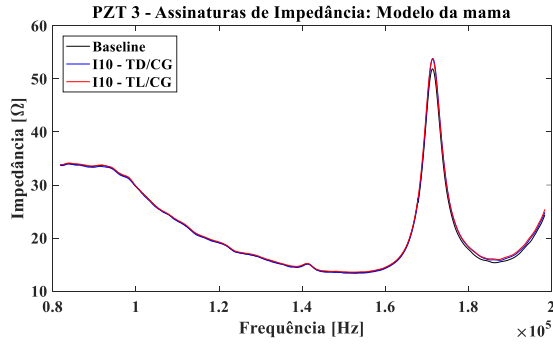
A inclusão de 10 mm foi detectada?		
PZT	I10_TD/CG	I10_TL/CG
1	Sim	Sim
2	Sim	Inconclusivo
3	Não	Não
4	Sim	Inconclusivo
5	Sim	Inconclusivo
6	Sim	Não
7	Sim	Sim
8	Sim	Inconclusivo



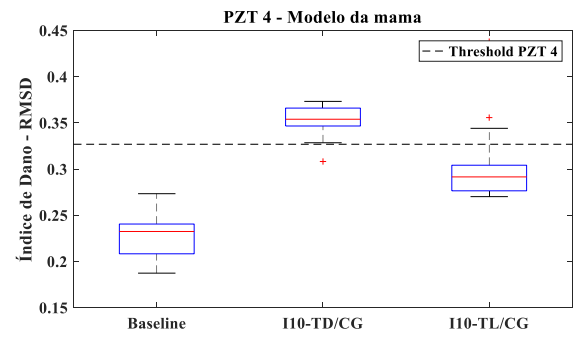
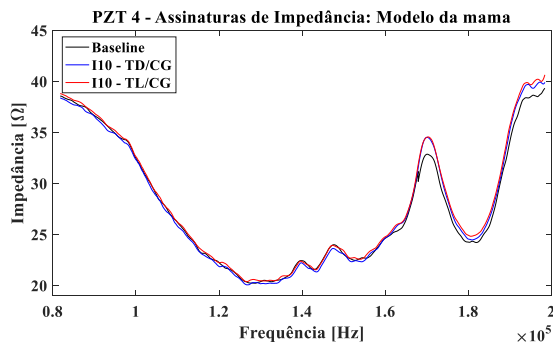
(A)



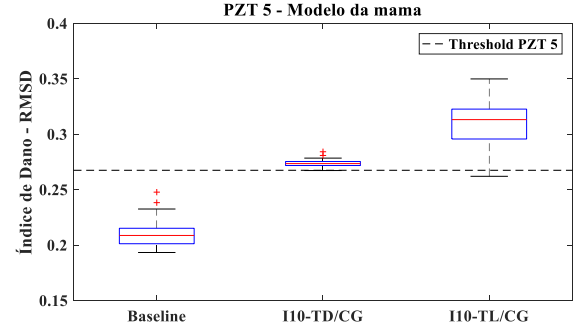
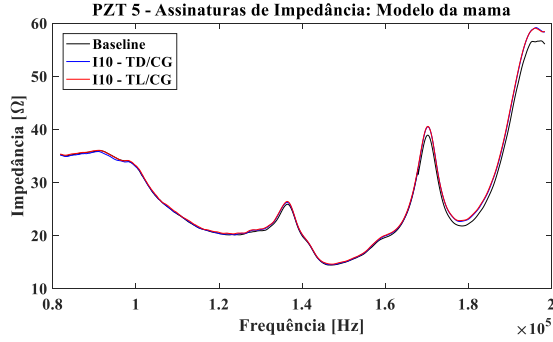
(B)



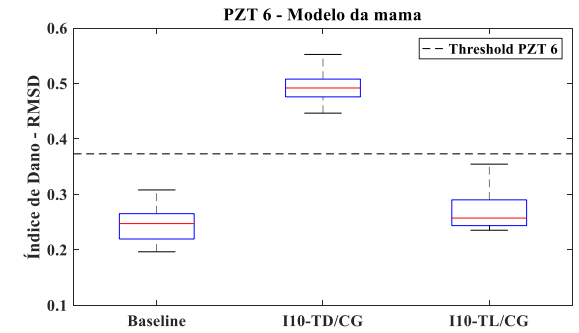
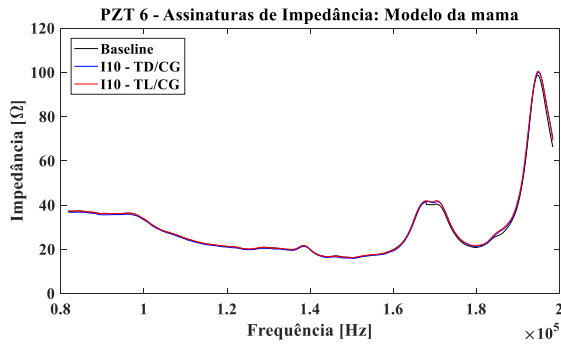
(C)



(D)



(E)



(F)

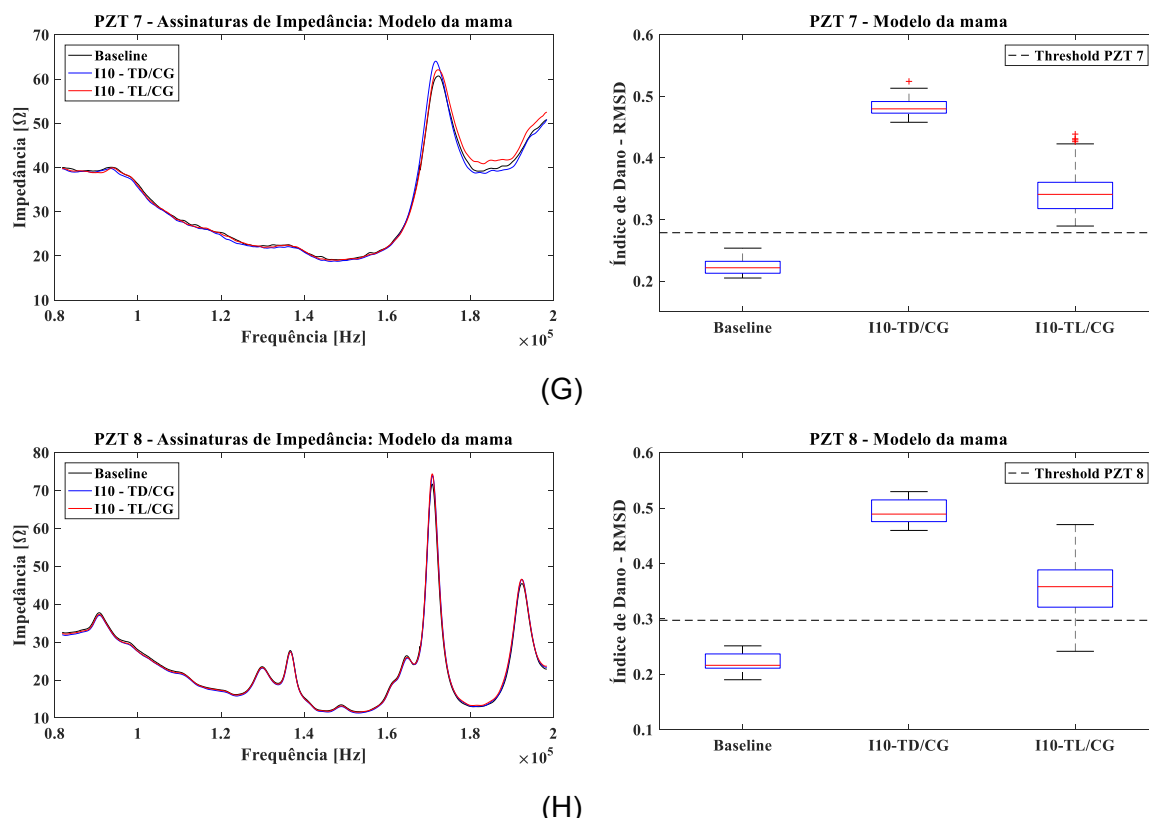


Figura 6.4 – Assinaturas de impedância eletromecânica e métricas de dano RMSD para o modelo da mama com inclusão de 10 mm: (A) PZT 1; (B) PZT 2; (C) PZT 3; (D) PZT 4; (E) PZT 5; (F) PZT 6; (G) PZT 7; (H) PZT 8.

6.2. Detecção da Inclusão Pré – existente no Modelo da Mama usando o Método da Impedância Eletromecânica

Como realizado no Cap. 5 para o modelo simplificado, analisa-se a detecção de inclusões pré-existentes no modelo da mama para simular os casos em que os pacientes já apresentam a anomalia quando fazem o primeiro exame usando o método da impedância eletromecânica. Assim, propõe-se que a condição de referência seja o modelo com a inclusão e a modificação na condição de referência é provocada pelo aquecimento externo do modelo com a lâmpada. As condições analisadas foram o modelo da mama sem inclusão (*baseline*), o modelo com a inclusão de 10 mm com geração de calor, variando a aplicação ou não do aquecimento externo. Optou-se por não analisar as inclusões sem geração de calor, pois observou-se nas análises com o modelo simplificado que a detecção da inclusão pode ser auxiliada pela presença de geração de calor interna. Além disso, mesmo os tumores benignos apresentam geração metabólica, então, a representação de uma inclusão com geração seria mais próxima a situação real.

Inicialmente, comparou-se o sinal *baseline* (modelo sem inclusão) sem e com o aquecimento externo para verificar se apenas o aquecimento estaria influenciando na identificação do dano. Nestas análises, observou-se que os valores da métrica de dano para os casos com aquecimento externo estão acima do valor do *threshold*, entretanto, seguem um padrão de valor entre 0,3 e 0,4, estando próximo ao limiar estabelecido para todas as pastilhas PZT. Assim, não estaria evidente a identificação do dano apenas pelo aquecimento do modelo, sem que houvesse a presença de uma inclusão. As métricas de dano RMSD para a condição sem inclusão com e sem aquecimento externo em cada pastilha PZT estão apresentadas nas Figs. 6.5(A) a 6.12(A).

As métricas de dano para os testes com a inclusão de 10 mm, Figs. 6.5(B) a 6.12(B), mostram que a detecção a partir da aplicação do aquecimento externo ocorreu nas pastilhas PZT 6 e PZT 7. Nos transdutores piezelétricos PZT 4, PZT 5 e PZT 8 a detecção foi inconclusiva. A detecção não ocorreu nas pastilhas PZT 1, PZT 2 e PZT 3. Novamente, observa-se a menor incidência de aquecimento nas pastilhas PZT 1, PZT 2, PZT 3, PZT 4 e PZT 5. Nota-se, que as pastilhas mais afastadas e que, conseqüentemente, recebem menos calor não detectaram a inclusão ou apresentaram uma detecção inconclusiva. Observando-se a Figura 6.1, que mostra o posicionamento dos transdutores piezelétricos, e a Fig. 6.2, que indica o posicionamento da fonte de aquecimento, percebe-se que as pastilhas PZT 6 e PZT 7 estão mais expostas ao aquecimento. A pastilha PZT 8, embora esteja na região mais aquecida, está afastada da fonte e posicionada em uma reentrância, ficando menos exposta à lâmpada. Uma alternativa seria usar aquecimentos por seção ou quadrantes da mama e analisar o comportamento dos transdutores aos pares. A Tabela 6.2 detalha quais transdutores piezelétricos detectaram a inclusão de 10 mm, já existente no modelo da mama, após o aquecimento externo.

Tabela 6.2 – Resumo da detecção da inclusão de 10 mm pré-existente no modelo da mama.

A inclusão de 10 mm pré-existente foi detectada?	
PZT	Com aquecimento externo
1	Não
2	Não
3	Não
4	Inconclusivo
5	Inconclusivo
6	Sim
7	Sim
8	Inconclusivo

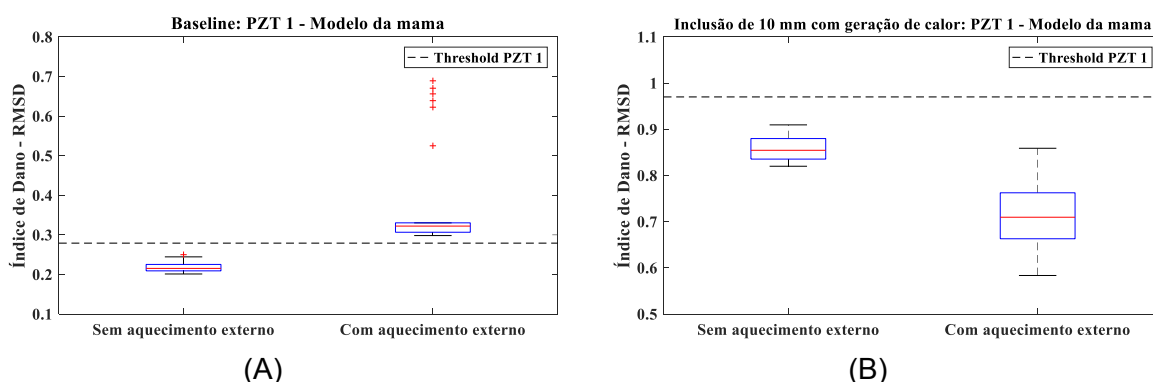


Figura 6.5 - Métricas de dano da pastilha PZT 1 obtidas nos testes com e sem aquecimento externo: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna.

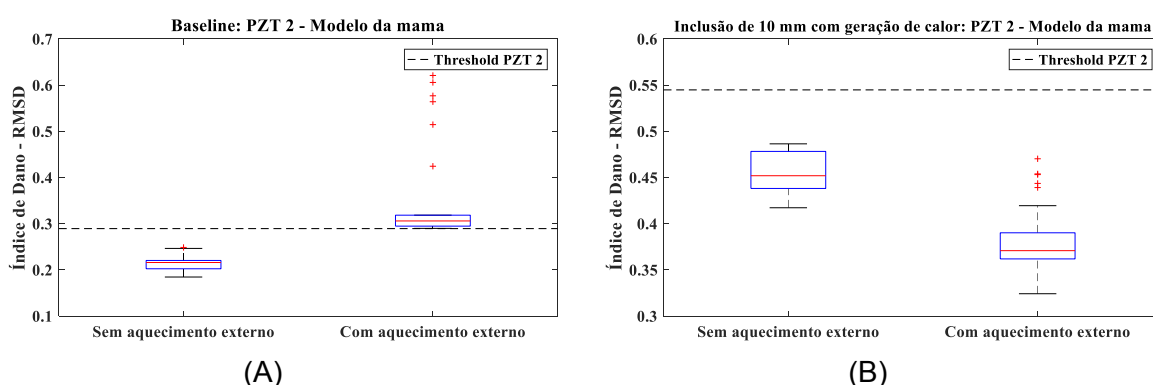


Figura 6.6 - Métricas de dano da pastilha PZT 2 obtidas nos testes com e sem aquecimento externo: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna.

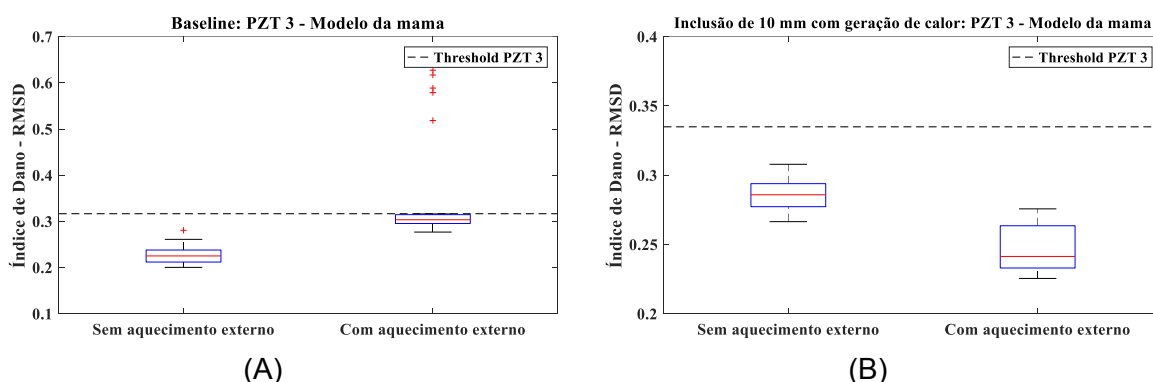


Figura 6.7 - Métricas de dano da pastilha PZT 3 obtidas nos testes com e sem aquecimento externo: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna.

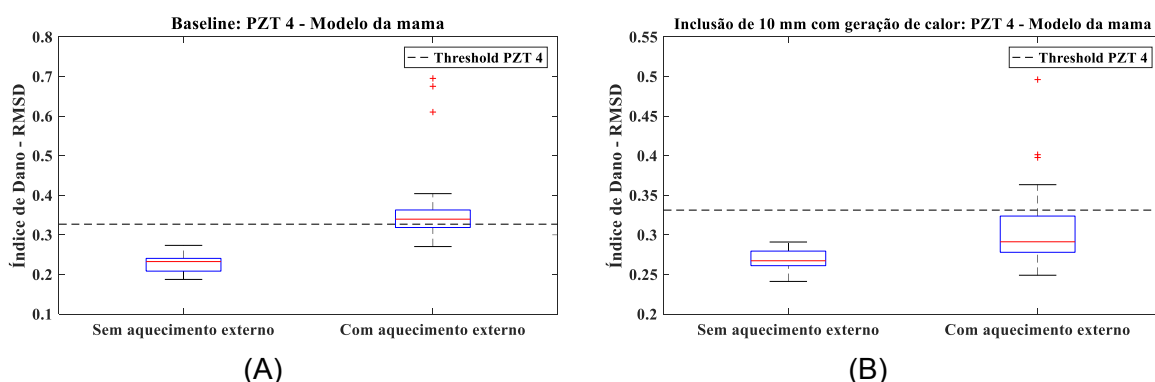


Figura 6.8 - Métricas de dano da pastilha PZT 4 obtidas nos testes com e sem aquecimento externo: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna.

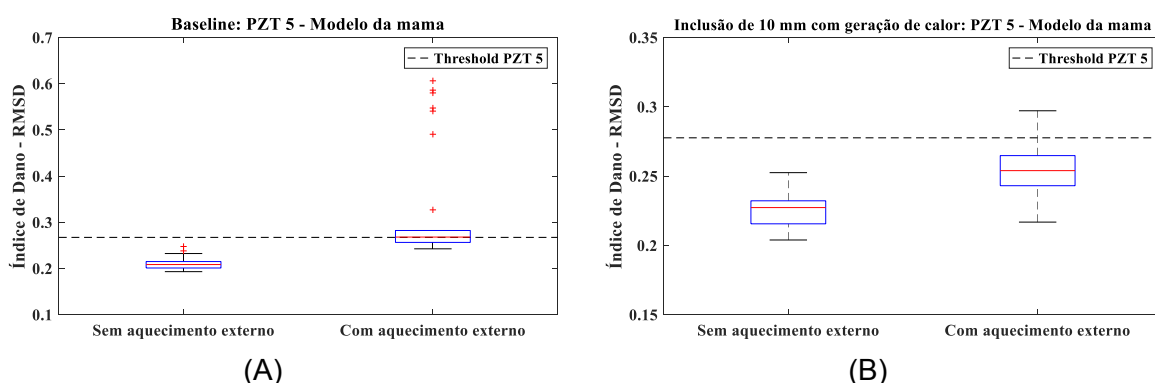


Figura 6.9 - Métricas de dano da pastilha PZT 5 obtidas nos testes com e sem aquecimento externo: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna.

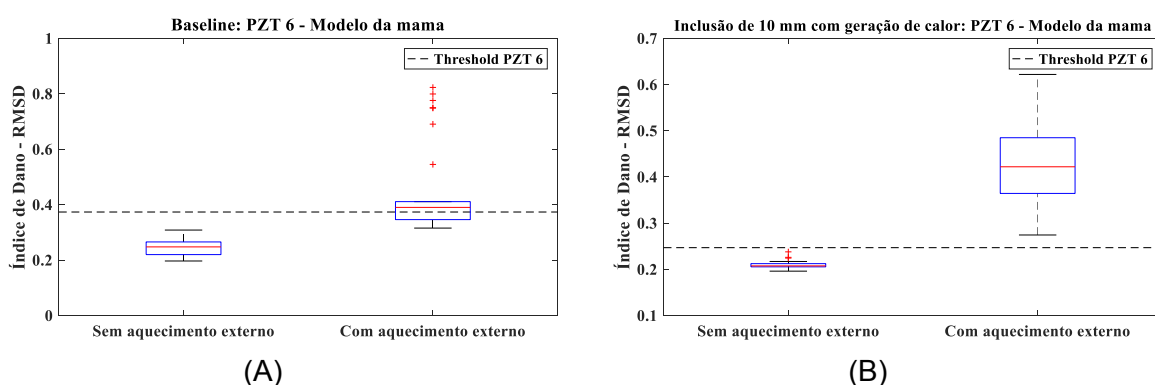


Figura 6.10 - Métricas de dano da pastilha PZT 6 obtidas nos testes com e sem aquecimento externo: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna.

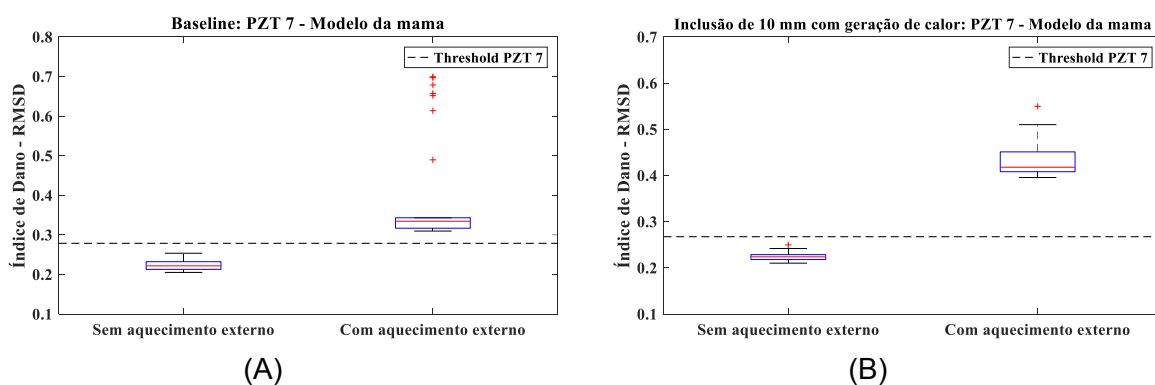


Figura 6.11 - Métricas de dano da pastilha PZT 7 obtidas nos testes com e sem aquecimento externo: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna.

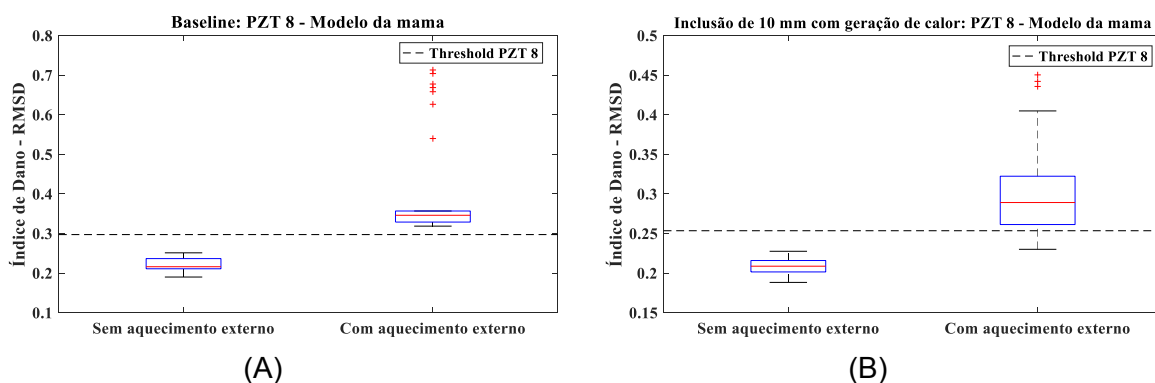


Figura 6.12 - Métricas de dano da pastilha PZT 8 obtidas nos testes com e sem aquecimento externo: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna.

CAPÍTULO VII

APLICAÇÃO DO MÉTODO DA IMPEDÂNCIA ELETROMECÂNICA EM UMA MAMA *IN VIVO*

Apresentam-se neste capítulo os experimentos e análises realizadas na mama de uma voluntária utilizando o método da impedância eletromecânica. O objetivo foi verificar a aplicação desta técnica *in vivo*. São detalhados o processo de seleção do material para a fixação dos transdutores piezelétricos e a montagem do aparato experimental. No caso estudado, a configuração de referência foi dada pela presença de um nódulo benigno na mama e o aquecimento externo da mama foi provocado utilizando uma lâmpada infravermelha para gerar uma perturbação no sistema. Os sinais de impedância e as métricas de dano RMSD foram analisadas para a condição *baseline*, para a mama com aquecimento externo e após o aquecimento ser finalizado, para avaliar o efeito da termoregulação.

7.1. Seleção do Material de Fixação do Transdutor Piezelétrico

Na fase inicial dos experimentos foram testados quatro tipos de materiais para a fixação da pastilha piezelétrica na pele da voluntária. Quatro transdutores piezelétricos foram fixados na região posterior do braço da voluntária usando diferentes tipos de fixação, como mostra a Fig 7.1. Os materiais testados foram:

- 1) PZT 13: Curativos adesivos quadrados (Band-Aid®);
- 2) PZT 14: Pasta Stomahesive®, usada como barreira protetora e selante da pele;
- 3) PZT 15: Bandagem adesiva;
- 4) PZT 16: Esparadrapo Micropore®.

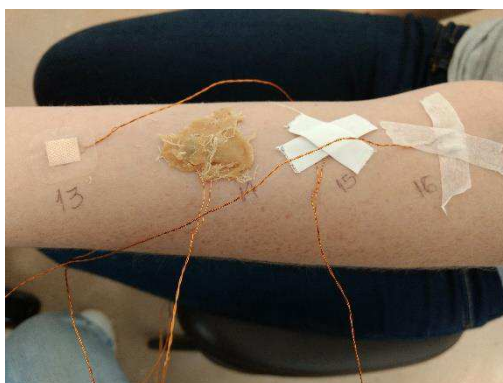
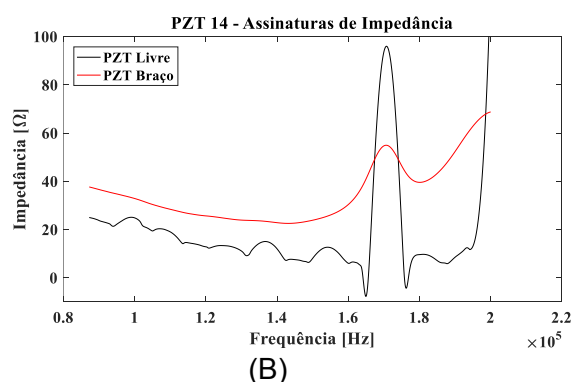
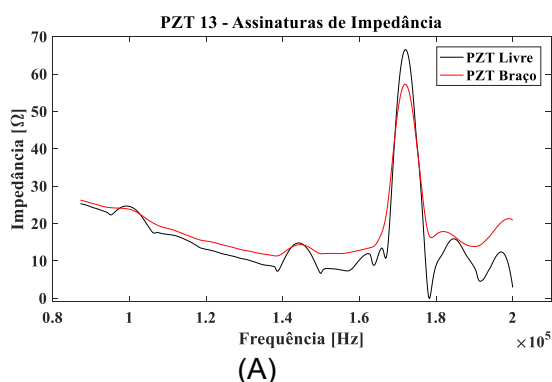


Figura 7.1 – Transdutores piezelétricos fixados à pele do voluntário por diferentes materiais: PZT 13: Curativo adesivo quadrado (Band-Aid®); PZT 14: Pasta Stomahesive®; PZT 15: Bandagem adesiva; PZT 16: Esparadrapo Micropore®.

Para a escolha do material de fixação apropriado foram comparadas as assinaturas de impedância de cada transdutor piezelétrico livre e após a fixação no braço, como mostra a Fig. 7.2. Os transdutores que apresentaram maiores variações entre os sinais foram as pastilhas PZT 14 e o PZT 15 fixados usando a pasta Stomahesive® e a bandagem adesiva, respectivamente. Estes foram, portanto, descartados. Os sinais de impedância da pastilha PZT 16 apresentaram menores variações do que o transdutor PZT 13. Apesar disso, o curativo adesivo quadrado (Band-Aid®), usado para fixação da pastilha PZT 13, apresentou uma melhor aderência à pele quando comparado ao PZT 16, mesmo após os pré-testes com a aplicação de aquecimento externo. Por isso, o curativo adesivo quadrado (Band-Aid®) foi selecionado para os experimentos.



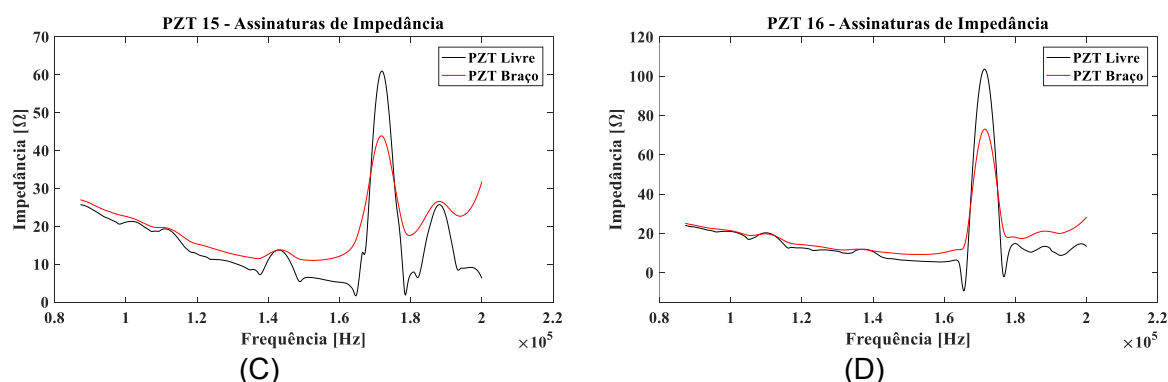


Figura 7.2 – Assinaturas de impedância eletromecânica para cada PZT livre e após a fixação no braço: (A) PZT 13: Curativo adesivo quadrado (Band-Aid®); PZT 14: Pasta Stomahesive®; PZT 15: Bandagem adesiva; PZT 16: Esparadrapo Micropore®.

7.2. Procedimento Experimental para Aquisição dos Sinais de Impedância Eletromecânica

A presença de anomalias nas mamas da voluntária foi detectada, inicialmente, por meio de um exame clínico. Como a voluntária é uma paciente jovem, com predomínio do tecido glandular e conectivo sobre o adiposo, a mamografia não é indicada. Nesse caso o diagnóstico foi realizado a partir da ultrassonografia mamária. Na mama direita foi diagnosticado um nódulo benigno localizado no quadrante superior lateral, entre 9:00-10:00 h, distante 11,2 mm da pele e com dimensões de 16,4 x 9,5 x 15,5 mm. Na mama esquerda diagnosticou-se um nódulo benigno de 4,7 x 2,6 mm, distante 6,1 mm da pele, localizado na junção entre os quadrantes superiores, às 12:00 h.

Os testes para aquisição dos sinais de impedância eletromecânica foram feitos apenas na mama direita, pois esta possui o maior nódulo e que se localiza na posição com maior incidência de aparecimento de nódulos.

Os experimentos foram realizados em uma sala mantida em uma temperatura controlada a 25 °C. Após a fixação dos transdutores, a voluntária foi submetida a 20 min de aclimação, estando nua da cintura para cima, para atingir uma condição de equilíbrio térmico com o meio ambiente. Este período de tempo é necessário para permitir que o calor metabólico gerado pelo corpo diminua e o equilíbrio térmico com o meio ambiente seja atingido.

Por se tratar de um caso em que o nódulo já existe, foi considerada a mesma metodologia para detecção de inclusões pré-existentes aplicada aos modelos anteriores. Assim, a condição *baseline* foi dada pela mama direita sem aquecimento externo e a perturbação no sistema foi gerada pelo aquecimento da mama usando uma lâmpada infravermelha de 60 W, incidindo diretamente na mama a uma distância de 10 cm. Durante o

experimento, a voluntária sentou-se em uma cadeira e manteve as mãos repousadas nas pernas.

A mama direita foi instrumentada com quatro transdutores piezelétricos (diâmetro de 10mm x 0,5 mm de espessura, tipo 5H) fixados com os curativos adesivos quadrados (Band-Aid®). Três transdutores foram fixados no quadrante em que se encontra o nódulo e um no quadrante inferior medial, todos a uma distância de 40 mm a partir do centro da mama, como representado na Fig. 7.3. Não foram usados oito transdutores como proposto no modelo da mama indicado no Cap. 6, pois o impedancímetro portátil SySHM disponível para os testes possuía entrada para apenas quatro transdutores piezelétricos.

Nos testes preliminares observou-se que os sinais de impedância eletromecânica apresentaram maiores concentrações de picos em faixas de frequências distintas, de 160 a 300 kHz e 350 a 600 kHz. Assim, analisaram-se separadamente os sinais nas diferentes faixas. Consideraram-se 1000 pontos e 512 médias na faixa de frequência de 160 kHz a 300 kHz e 2048 pontos e 1024 médias na faixa de frequência de 350 kHz a 600 kHz.

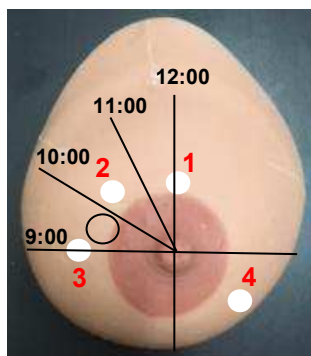


Figura 7.3 – Representação esquemática dos transdutores piezelétricos fixados na mama direita da voluntária. As pastilhas PZT 1, PZT 2 e PZT 3 foram posicionados no quadrante superior lateral e a pastilha PZT 4 no quadrante inferior medial.

A aquisição dos sinais de impedância teve início após o período de aclimação e foram adquiridas 10 medidas para cada transdutor piezelétrico, durante 20 min. Em seguida, a aquisição foi interrompida e aqueceu-se a mama com a lâmpada infravermelha por um tempo de 5 min. Depois desse período, os sinais de impedância foram novamente adquiridos com um aquecimento externo contínuo prolongado por um tempo adicional de 10 min. Na sequência do teste, o aquecimento foi finalizado e os sinais de impedância foram adquiridos por 10 min, durante o resfriamento natural do corpo, em função do efeito de termoregulação. As etapas do experimento e os procedimentos realizados estão sintetizados na Tab. 7.1.

Tabela 7.1 – Etapas e procedimentos realizados no experimento.

Etapa	Tempo de duração	Procedimentos
1 ^a	-	Fixação dos PZT na mama.
2 ^a	20 min	Aclimação na sala de testes a 25 °C.
3 ^a	20 min	Baseline: Aquisição dos sinais de impedância eletromecânica (10 medidas) na condição de referência.
4 ^a	5 min	Aquecimento da mama com a lâmpada, sem aquisição de sinais.
5 ^a	10 min	Aquecimento: Aquecimento da mama é mantido sendo realizada, simultaneamente, a aquisição dos sinais de impedância eletromecânica (5 medidas).
6 ^a	-	Aquecimento externo é interrompido.
7 ^a	10 min	Resfriamento: Aquisição dos sinais de impedância eletromecânica (5 medidas).

7.3. Detecção do Nódulo na Mama usando o Método da Impedância Eletromecânica

Nesse tópico são apresentadas as assinaturas de impedância eletromecânica obtidas em cada pastilha PZT nos experimentos realizados na mama. Como já foi discutido, a detecção não é possível apenas pela análise das curvas de impedância e, por isso, foram calculadas as métricas de dano RMSD e seus respectivos valores de *threshold*, considerando uma confiabilidade de 95% na probabilidade de detecção da inclusão. Apresentam-se, inicialmente, os resultados para a faixa de frequência entre 160 e 300 kHz, mostrados na Fig. 7.4.

As métricas de dano para os transdutores PZT 1 e PZT 4 mostram que o nódulo não foi detectado nas condições de aquecimento e resfriamento. A pastilha PZT 2 não detectou o nódulo na etapa de aquecimento e apresentou uma detecção inconclusiva na condição de resfriamento, em que o aquecimento foi interrompido e o corpo estava atingindo o equilíbrio térmico. A detecção foi realizada com sucesso apenas na condição de resfriamento na pastilha PZT 3.

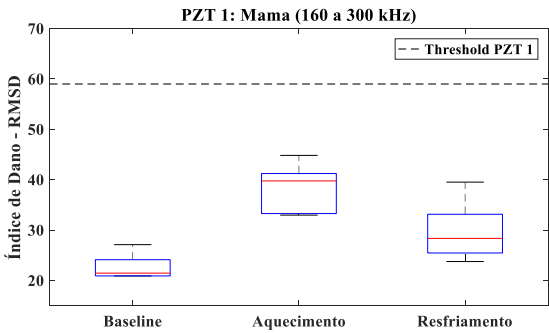
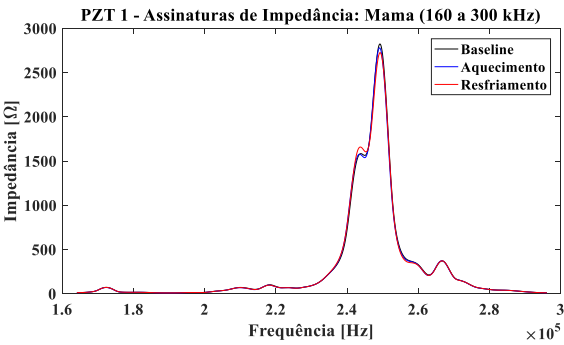
A Figura 7.5 apresenta as assinaturas de impedância eletromecânica e as métricas de dano obtidas para faixa de frequência entre 350 e 600 kHz. Nota-se que a detecção teve sucesso na pastilha PZT 1 durante o aquecimento e nas pastilhas PZT 3 e PZT 4 nas condições de aquecimento contínuo e resfriamento. A pastilha PZT 2 não detectou a presença do nódulo. A Tabela 7.2 sintetiza os resultados de detecção do nódulo utilizando a metodologia proposta.

Os resultados positivos obtidos na pastilha PZT 4 são inesperados, pois esse transdutor se localiza no quadrante distante do nódulo. Diante das variações entre as detecções para as diferentes faixas de frequência de análise, torna-se evidente a necessidade

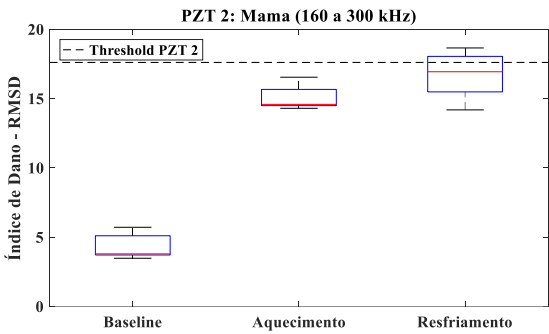
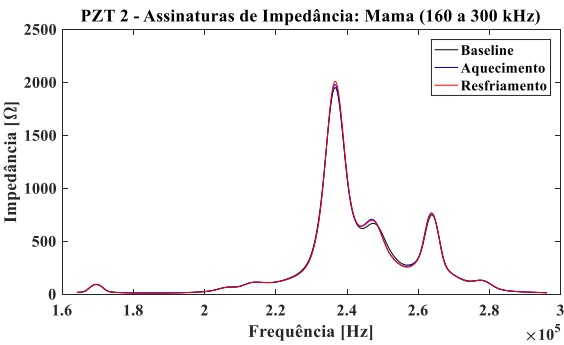
de avaliar qual seria a faixa de frequência ideal para detecção de nódulos de diferentes tamanhos e profundidades.

Tabela 7.2 – Resumo da detecção da inclusão na mama.

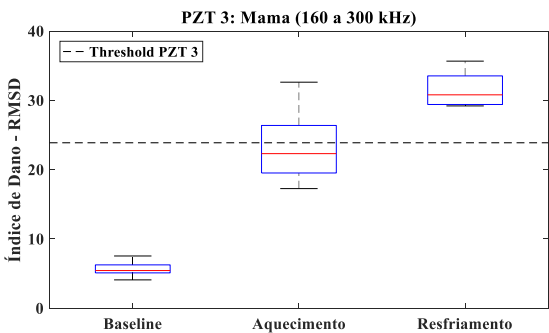
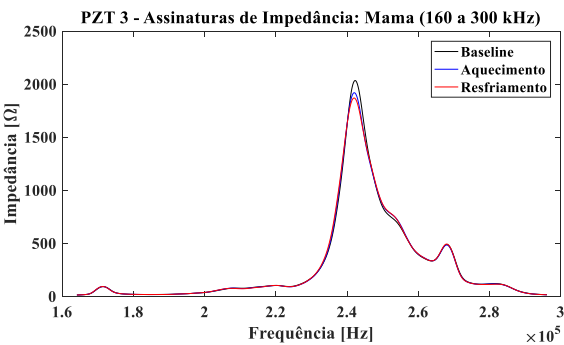
O nódulo foi detectado na mama?				
PZT	160 a 300 kHz		350 a 600 kHz	
	Aquecimento	Resfriamento	Aquecimento	Resfriamento
1	Não	Não	Sim	Inconclusivo
2	Não	Inconclusivo	Não	Não
3	Inconclusivo	Sim	Sim	Sim
4	Não	Não	Sim	Sim



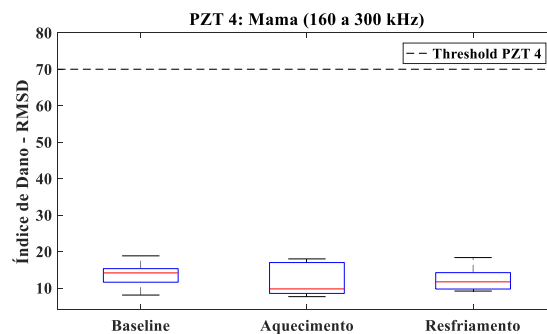
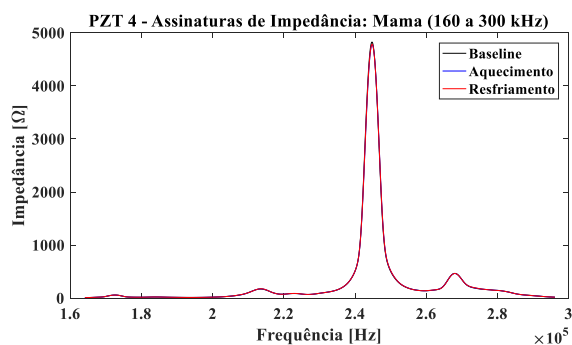
(A)



(B)

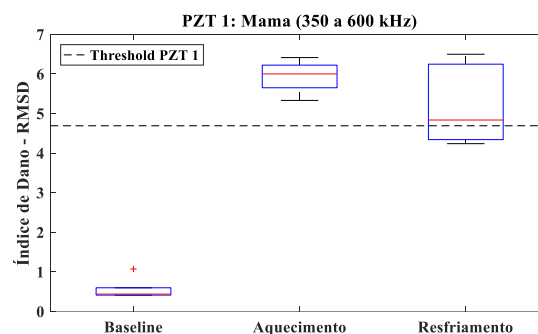
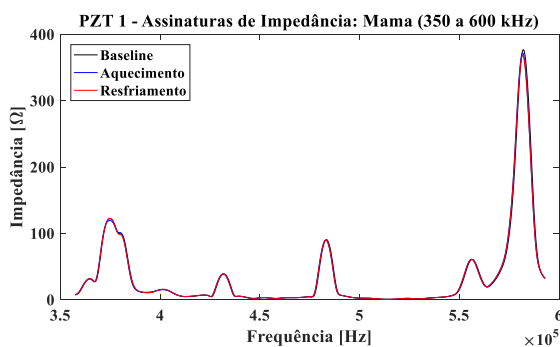


(C)

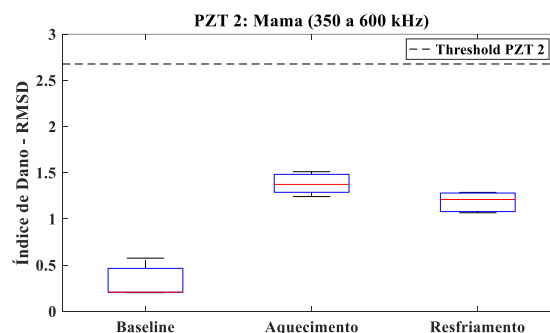
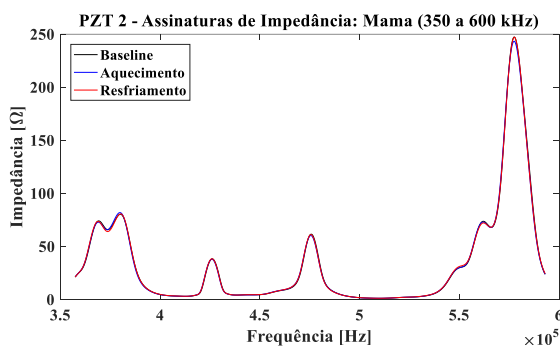


(D)

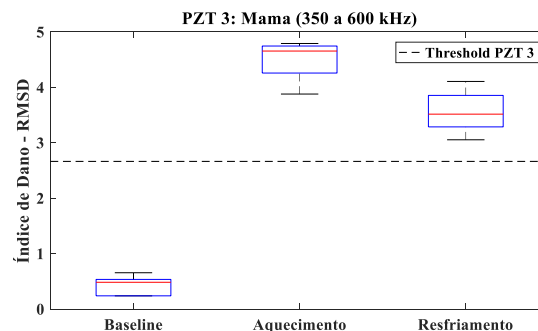
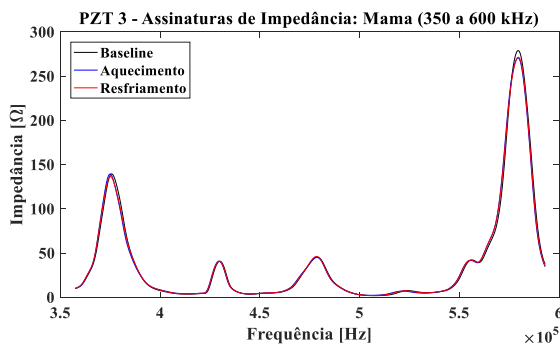
Figura 7.4 – Assinaturas de impedância eletromecânica e métricas de dano RMSD na faixa de frequência de 160 a 300 kHz: (A) PZT 1; (B) PZT 2; (C) PZT 3 e (D) PZT 4.



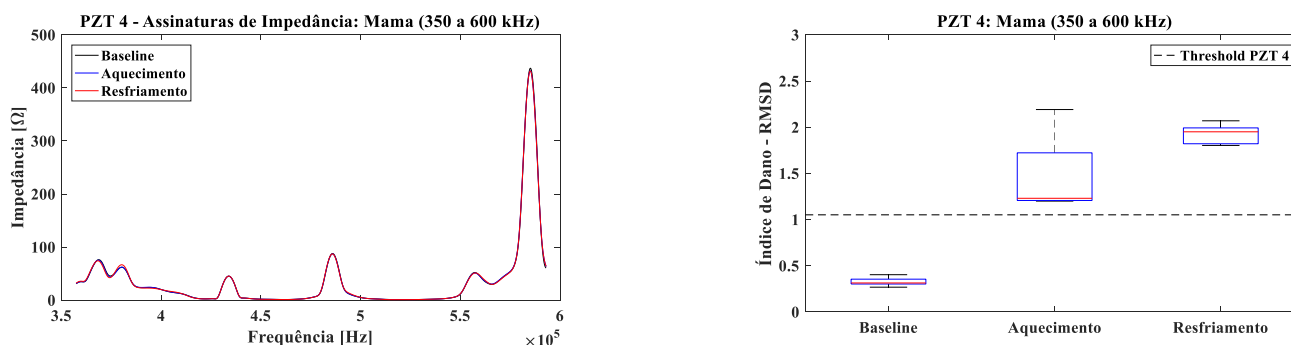
(A)



(B)



(C)



(D)

Figura 7.5 – Assinaturas de impedância eletromecânica e métricas de dano RMSD na faixa de frequência de 350 a 600 kHz: (A) PZT 1; (B) PZT 2; (C) PZT 3 e (D) PZT 4.

Deve-se ressaltar que os testes apresentados neste Capítulo tiveram como objetivo analisar apenas o comportamento qualitativo da metodologia proposta. Assim, pretendeu-se observar o comportamento dos sinais de impedância eletromecânica *in vivo*, a qualidade de fixação dos sensores piezelétricos e a obtenção dos índices de danos *in vivo*. Portanto, conclusões quantitativas não podem ser ainda obtidas. Uma série de testes e análises precisam ser realizados para que a técnica possa ser aplicada como um exame de detecção de tumores mamários. Algumas das questões que devem ser respondidas são:

- i) A técnica será capaz de estabelecer a diferença entre uma mama saudável e o aparecimento precoce de nódulos pequenos?
- ii) Como estabelecer um *baseline* em que se permita o acompanhamento do paciente, mas com sensores diferentes e aplicados em épocas diferentes?
- iii) Como desenvolver um *baseline* de acompanhamento sem o comprometimento dos resultados de comparação futuros?
- iv) Se o paciente tem uma mama saudável e outra apresenta uma anomalia, pode a mama saudável ser usada como parâmetro para o *baseline*?

Este capítulo não apresenta resultados capazes de responder à esses questionamentos. Entretanto, do ponto de vista qualitativo, aponta para o grande potencial do uso do método da impedância para a detecção de anomalias *in vivo*.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

Apresenta-se neste capítulo as conclusões finais e as perspectivas futuras do estudo realizado. As considerações serão delineadas de acordo com as etapas apresentadas em cada capítulo. Os desdobramentos do trabalho desenvolvido envolvem a continuidade e o aprimoramento do uso dos métodos de impedância eletromecânica e térmica na detecção de inclusões e, futuramente, na detecção de tumores mamários.

8.1. Conclusões

A motivação principal desse trabalho foi a necessidade do uso de novos métodos para detecção precoce de tumores mamários de forma não invasiva, sem causar desconforto ao paciente, permitindo o acesso a pessoas com deficiência ou baixa mobilidade, com custo acessível e usando tecnologias nacionais. Além disso, o uso de técnicas sem a emissão de radiação possibilita que o rastreamento do câncer de mama seja realizado em mulheres jovens.

No Capítulo 1 foi feita a contextualização do tema abordado, apontando a motivação dos estudos e justificativas para a escolha desse assunto. Foram também apresentados os objetivos e a organização da tese. Realizou-se no Capítulo 2 uma revisão bibliográfica para a fundamentação teórica sobre o câncer de mama, comentando sobre a estrutura anatômica da mama e as fases de desenvolvimento da doença. Além de tratar sobre as técnicas convencionais usadas para a detecção e diagnóstico dos tumores mamários, a classificação dos tipos de câncer de mama e alguns tratamentos adotados. O Capítulo 3 abordou o uso de métodos não convencionais para a detecção e diagnóstico do câncer de mama, que estão em constante desenvolvimento, como a termografia, a impedância elétrica e a elastografia, além

de estudos que propõem a associação entre as técnicas. As vantagens e desvantagens entre as técnicas convencionais e os métodos alternativos já propostos foram comparadas. Os métodos de monitoramento de integridade estrutural baseado na impedância eletromecânica e impedância térmica tiveram seus principais conceitos e metodologias detalhados no Capítulo 4. Quanto ao estado da arte referente às técnicas de impedância aplicadas em materiais hiperelásticos e tecidos vivos, observou-se a ausência de estudos com essas aplicações. Com isso, foi possível definir os primeiros passos para as análises experimentais realizadas, acompanhadas da fundamentação necessária para esta pesquisa.

No Capítulo 5 iniciou-se as aplicações experimentais a partir de um modelo de silicone com geometria simplificada. O intuito foi verificar se usando os métodos de impedância eletromecânica e térmica a detecção de inclusões de diferentes diâmetros inseridas na estrutura seria possível. Para os experimentos usando o método da impedância eletromecânica, além de analisar o efeito dos diferentes diâmetros, foi observado se ocorreria alteração na detecção pela presença de um aquecimento externo ao modelo e/ou geração de calor na inclusão, para simular o calor metabólico de um tumor. Assim, gráficos da resposta da parte real da impedância eletromecânica foram gerados, buscando uma avaliação qualitativa da presença da inclusão. Métricas de dano RMSD foram, então, calculadas, permitindo avaliar o dano de forma quantitativa, oferecendo um valor numérico capaz de representar as curvas de impedância corretamente. Além disso, foi determinado o valor do *threshold* com confiança de 95%, garantindo que o sinal medido de fato estava associado a detecção de uma inclusão.

Considerando como configuração de referência (*baseline*) o modelo sem inclusões, detectaram-se com sucesso as inclusões de 10, 20 e 30 mm, porém, apenas a inclusão de 20 mm foi detectada pelos sete transdutores piezelétricos acoplados ao modelo e em todas as condições de teste. Para as inclusões de 10 e 20 mm foi observado uma tendência de comportamento dos valores das métricas de dano, em que a condição sem aquecimento externo e sem geração de calor apresentou o menor valor e a condição com aquecimento externo e com geração de calor o maior valor para cada pastilha PZT analisada. Diante disso, notou-se que a presença desses fatores de aquecimento externo e interno provocam variações no sinal de impedância eletromecânica e nas métricas de dano. Assim, uma inclusão com geração de calor interna e o modelo sob efeito do aquecimento externo apresentariam uma métrica de dano mais afastada do limiar de identificação da inclusão (*threshold*), o que pode facilitar a detecção das inclusões nessas condições. Além disso, observou-se que a detecção da inclusão de 30 mm mostrou mais valores inconclusivos e suas métricas de dano estavam mais próximas ao limiar de detecção. A hipótese para justificar a ocorrência de mais casos de detecção com sucesso obtidos para as menores inclusões se

deve ao método de impedância eletromecânica ter sido desenvolvido para identificação de pequenos danos ou danos incipientes nas estruturas monitoradas. Portanto, uma inclusão com diâmetro maior poderia ser interpretada como o material em si e não um novo dano que surge na estrutura.

Os testes também foram realizados para verificar a possibilidade de detecção de inclusões pré-existentes no modelo, tendo como condição de referência a estrutura com a inclusão. Para causar alterações no modelo foi aplicado o aquecimento externo e foram medidos os sinais de impedância eletromecânica e calculadas as métricas RMSD. Inicialmente, comparou-se as métricas de dano do modelo sem inclusão com e sem aquecimento externo e observou-se que sem a presença da inclusão, o efeito do aquecimento externo não provocava detecção de dano. Assim, quando o modelo foi aquecido as inclusões de 10, 20 e 30 mm foram detectadas, porém a detecção não foi feita por todas as pastilhas piezelétricas. Observou-se novamente que a detecção da inclusão de maior diâmetro, sem e com geração de calor, ocorreu em menos casos mesmo após a aplicação do aquecimento externo. A análise destes resultados mostrou que a presença da geração de calor na inclusão e o aquecimento externo da estrutura influenciam de maneira positiva na detecção das inclusões, principalmente, as inclusões de 10 mm e 20 mm testadas.

Concluindo, no Capítulo 5 foram detalhados os ensaios de detecção usando a técnica de impedância térmica. A finalidade destes testes foi usar o método para detectar as inclusões de 10, 20 e 30 mm no modelo de silicone com geometria simplificada, tendo como condição de referência o modelo sem inclusões, aplicando geração de calor na inclusão e aquecimento externo controlado, inclusive no *baseline*. Foram obtidas as assinaturas de impedância térmica e calculadas as métricas RMSD, que mostraram que todas as inclusões foram detectadas. Entretanto, observou-se um comportamento similar ao encontrado nos testes com a impedância eletromecânica, em que as métricas mais distantes do limiar foram aquelas associadas aos menores diâmetros. Assim, uma inclusão de menor diâmetro poderia ser detectada com uma maior margem de segurança. Observa-se, entretanto, que testes complementares são necessários para se determinar as dimensões máximas e mínimas das inclusões que possam ser detectadas com sucesso pelas técnicas de impedância.

Na fase seguinte desta pesquisa, foram realizadas aplicações experimentais usando o método da impedância eletromecânica para detecção de uma inclusão de 10 mm em um modelo anatômico da mama, como foi apresentado no Capítulo 6. Fixaram-se oito transdutores piezelétricos distribuídos nos quatro quadrantes da mama. Observou-se nos experimentos que o aquecimento externo não teve um efeito positivo na detecção das inclusões, uma vez que o aquecimento não foi uniforme e, portanto, nem todas as pastilhas PZT receberam a excitação térmica da mesma forma. Testes complementares devem ser

realizados e uma otimização do projeto de aquecimento deve ser feita para a redução desse efeito. Uma alternativa é aplicar o aquecimento externo por seções ou quadrantes da mama.

O Capítulo 7 mostra a etapa final de experimentos propostos nessa tese. Os ensaios aplicando o método de impedância eletromecânica foram realizados para verificar a possibilidade da aquisição dos sinais de impedância eletromecânica *in vivo*. Além disso, foi observado se as assinaturas de impedância e métricas RMSD calculadas detectariam o nódulo benigno, de aproximadamente 15 mm, posicionado no quadrante superior lateral da mama direita da voluntária. Observou-se que a faixa de frequência adotada interferia nos resultados de detecção, por isso duas faixas distintas foram consideradas nos ensaios: 160 a 300 kHz e 350 a 600 kHz. Por se tratar de um caso em que o nódulo é pré-existente, a mama em equilíbrio térmico foi dada como a condição de referência. A alteração da condição inicial foi feita pelo aquecimento da mama por 15 min e, em seguida, o corpo resfriou por convecção natural retornando ao estado de equilíbrio. Os sinais de impedância eletromecânica foram adquiridos nas fases *baseline*, aquecimento e resfriamento e as métricas de dano foram calculadas. A detecção ocorreu com sucesso em apenas um transdutor durante o resfriamento na faixa de 160 a 300 kHz. Já na faixa de 350 a 600 kHz houve detecção nas fases de aquecimento e resfriamento, porém isso não foi observado em todas as pastilhas PZT.

Em síntese, este trabalho oferece as seguintes contribuições científicas:

- Verificação experimental do uso dos métodos de impedância eletromecânica e impedância térmica para a detecção de inclusões em materiais hiperelásticos.
- Comprovação experimental de que existe influência da aplicação de aquecimento externo e geração de calor interna na detecção das inclusões usando os métodos de impedância eletromecânica e impedância térmica em materiais hiperelásticos.
- Avaliação preliminar do efeito do diâmetro da inclusão, mostrando que os métodos aparentam ter a tendência de melhor detectar inclusões menores. Nos casos testados, inclusões de 10 e 20 mm.
- Testes iniciais da aplicação do método de impedância eletromecânica *in vivo*.
- Aplicação dos conceitos de impedância eletromecânica na detecção de danos para impedância térmica, principalmente, para quantificar a detecção da inclusão usando os cálculos das métricas de dano.
- Implementação de algoritmos dedicados a cada aplicação experimental, em ambiente MATLAB®.

- Depósito da patente de invenção no Instituto Nacional da Propriedade Intelectual: MENEGAZ, G. L.; TSURUTA, K. M.; GUIMARÃES, G.; FINZI NETO, R. M.; ARAUJO, C. A.; STEFFEN JR., V. SISTEMA PARA CARACTERIZAÇÃO DE TECIDOS VIVOS E. BR 10 2018 001635 0, 25 Janeiro 2018.

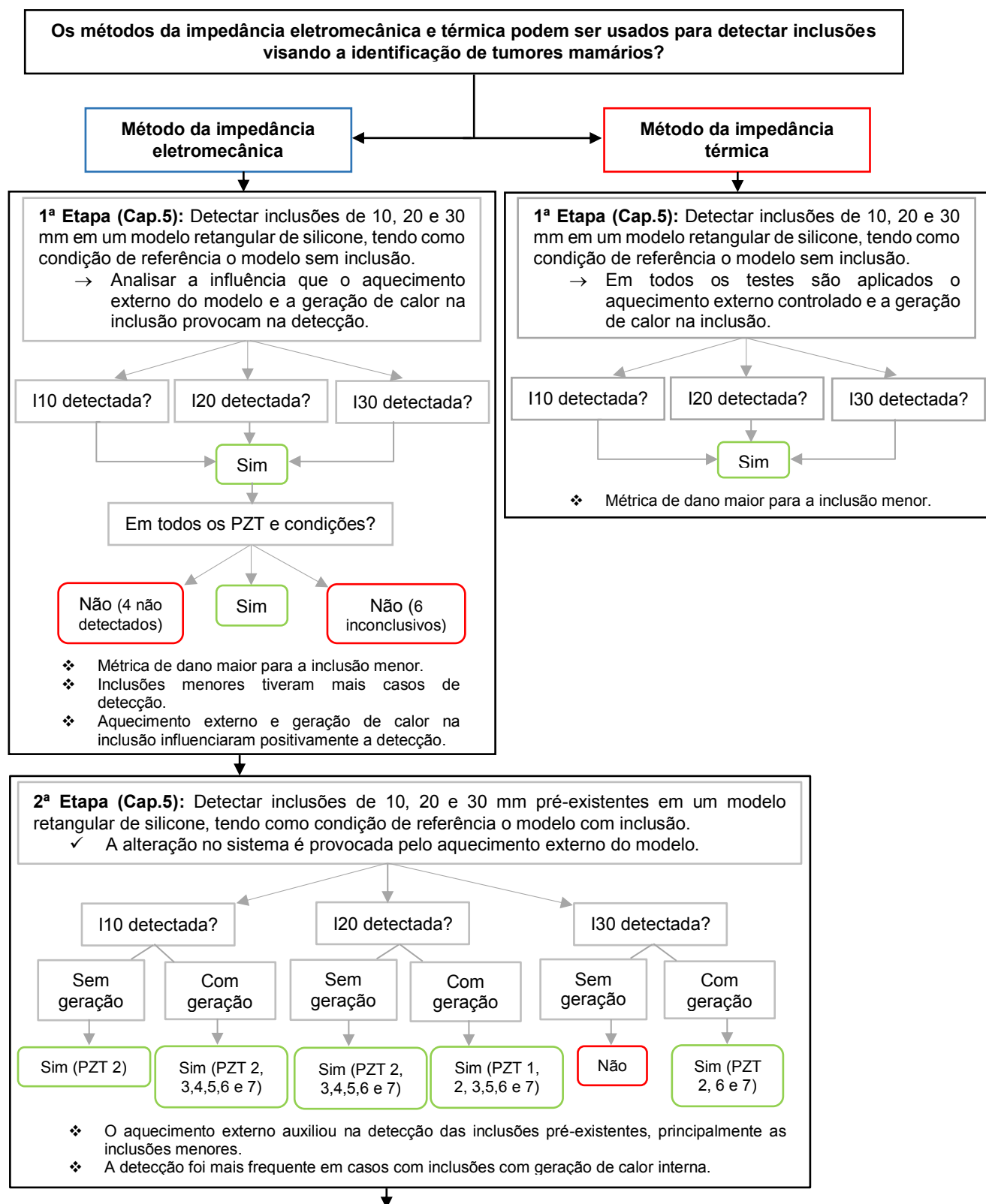
Diante dos resultados obtidos e análises realizadas, observa-se os desdobramentos promissores que existem para a aplicação dos métodos de impedância eletromecânica e impedância térmica na detecção de anomalias em tecidos vivos, como os tumores mamários. Estudos futuros deverão ser conduzidos para buscar o refinamento dos procedimentos e das técnicas, tornando-os ferramentas efetivas de detecção precoce de tumores mamários e, futuramente, como possíveis exames de rastreamento do câncer de mama. Assim sendo, os resultados obtidos nesta pesquisa permitirão que essas aplicações se desenvolvam continuamente atraindo a atenção de pesquisadores, engenheiros e profissionais da saúde, e podendo ser utilizadas para o benefício da população.

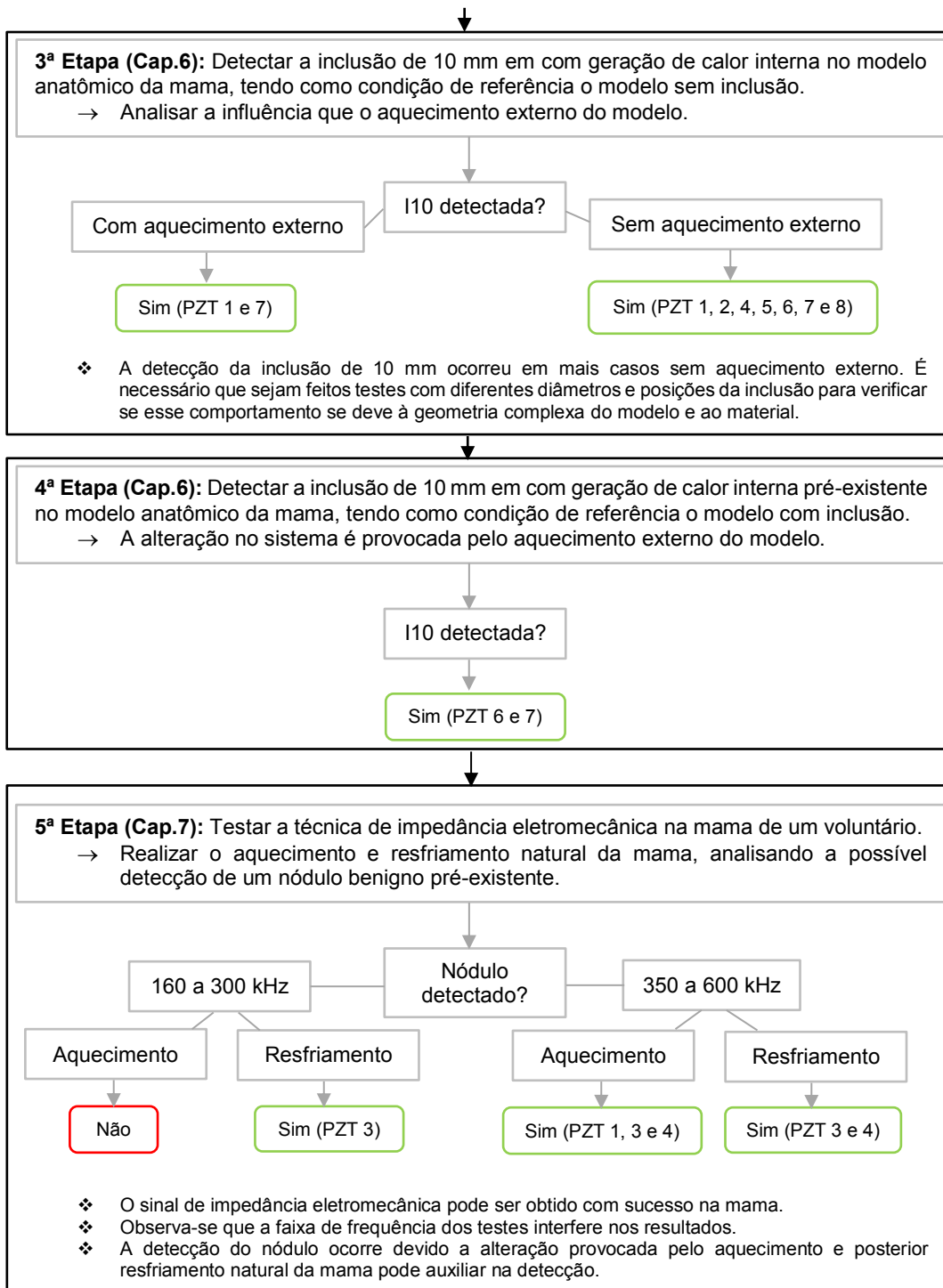
8.2. Perspectivas Futuras

Com base na pesquisa desenvolvida nesta Tese, tem-se as seguintes propostas para trabalhos futuros:

- Avaliar experimentalmente a influência de parâmetros como dimensões da inclusão, posição nos quadrantes e profundidade nos sinais de impedância eletromecânica e térmica e na detecção pelas métricas de dano.
- Analisar experimentalmente a influência da rigidez da inclusão e dos valores de geração de calor interna nos sinais de impedância eletromecânica e térmica e na detecção pelas métricas de dano, possibilitando a determinação de um padrão de diferenciação entre tumores benignos e malignos.
- Correlacionar os valores de métricas de dano obtidos nos ensaios de impedância eletromecânica e térmica.
- Correlacionar os sinais de impedância eletromecânica e métricas de dano encontrados nos diferentes transdutores piezelétricos acoplados à estrutura.
- Utilizar as imagens infravermelhas para obter a temperatura superficial usada para determinar a impedância térmica.
- Estudar sensores de fluxo de calor sem contato para serem acoplados nas mesmas posições dos transdutores piezelétricos.

- Associar um código computacional aos métodos de impedância eletromecânica e térmica voltado para reconhecimento de padrões, com capacidade de classificar uma mama saudável e as manifestações patológicas.
- Realizar testes usando o método de impedância eletromecânica e térmica em voluntários para identificação de padrões de comportamento das assinaturas de impedância.
- Realizar testes estatísticos de normalidade das assinaturas de impedância obtidas e testar outras métricas de dano e equações para o cálculo do *threshold*.
- Utilizar o método da impedância eletromecânica para a caracterização mecânica das diferentes camadas de tecido que compõem a mama.





CAPÍTULO IX

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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.

AMALU, W C; HOBBS, W B; HEAD, J F; ELLIOT, R L. Medical Devices and Systems. In: _____ The Biomedical Engineering Handbook. 3ª. ed. [S.l.]: CRC Press, 2006. Cap. 25, p. 25.1–25.21.

AZO Materials. Propriedades mecânicas e térmicas da borracha de silicone. Disponível em: <<https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=920>> Acesso em 15 de janeiro de 2018.

BAHRAMI, H.; PORTER, E.; SANTORELLI, A.; GOSSELIN, B.; POPOVIĆ, M.; RUSCH, L. A. Flexible Sixteen Antenna Array for Microwave Breast Cancer Detection. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 62, n. 10, p. 2516–2525, 2015. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2434956>

BARBOZA, A. Gestão de Rejeitos Radioativos em Serviços de Medicina Nuclear. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo. 2009. (73).

BECK, J. V.; COLE, K. D.; HAJI-SHEIKH, A. Heat Conduction Using Green's Function. Washington: Hemisphere Publishing, 1992.

BEREK, J. S.; HACKER, F. N. Gynecologic Oncology. 5ª. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

BEZERRA, L. A. Uso de imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional. Universidade Federal de Pernambuco. Recife, p. 59. 2007.

BEZERRA, L. A.; OLIVEIRA, M. M.; ROLIM, T. L.; CONCI, A.; SANTOS, F. G. S.; LYRA, P. R. M.; LIMA, R. C. F. Estimation of breast tumor thermal properties using infrared images. Signal Processing, v. 93, p. 2851–2863, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2012.06.002>

BORCHARTT, T. B.; CONCI, A.; LIMA, R. C. F.; RESMINI, R.; SANCHEZ, A. Breast thermography from an image processing viewpoint: A survey. Signal Processing, v. 93, p. 2785–2803, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2012.08.012>

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>

CARLAK, H. F.; GENCER, N. G.; BESIKCI. Theoretical assessment of electro-thermal imaging: A new technique for medical diagnosis. *Infrared Physics & Technology*, v. 76, p. 227–234, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2016.03.001>

CARNEY, P. A.; MIGLIORETTI, D. L.; YANKASKAS, B. C.; KERLIKOWSKIE, 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>

CAVALCANTI, E. S. Desenvolvimento de um Sistema para Medida Elastográfica Dinâmica por Ultrassom. Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, p. 191. 2012. <https://doi.org/10.11606/T.59.2012.tde-01122012-112131>

CHARLES ANNIS, P. E., Statistical best-practices for building Probability of Detection (POD) models. R package mh1823, version 3.1.4, available in: Accessed in: August 5th 2013.

D'ORSI, C. J.; SICKLES, E. A.; MENDELSON, E. B.; MORRIS, E. A.; et al. ACR BI-RADS® Atlas, Breast Imaging Reporting and Data System. 5^a. ed. Reston, VA: American College of Radiology, 2013.

FARRAR, C. R.; LIEVEN, N. A. J.; BEMENT, M. T. An Introduction to Damage Prognosis. Chichester: John Wiley & Sons, Ltd, 2005. 470 p. <https://doi.org/10.1002/0470869097.ch1>

FINZI NETO, R. M.; STEFFEN JR, V.; RADE, D. A.; GALLO, C. A.; PALOMINO, L. V. Low-cost electromechanical impedance-based SHM architecture for multiplexed piezoceramic actuators. *Journal of Structural Health Monitoring*, v. 10, n. 4, p. 391–402, 2011. <https://doi.org/10.1177/1475921710379518>

GOENEZEN, S.; DORD, J.-F.; SINK, Z.; BARBONE, P. E.; JIANG, J.; HALL, T. J.; OBERAI, A. A. Linear and Nonlinear Elastic Modulus Imaging: An Application to Breast Cancer Diagnosis. *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, v. 31, n. 8, p. 1628–1637, August 2012. <https://doi.org/10.1109/TMI.2012.2201497>

GOKHALE, N. H.; BARBONE, P. E.; OBERAI, A. A. Solution of the nonlinear elasticity imaging inverse problem: the compressible case. *Inverse Problems*, v. 24, p. 1–26, 2008. <https://doi.org/10.1088/0266-5611/24/4/045010>

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>

HENDRICK, R. E. Radiation doses and cancer risks from breast imaging studies. *Radiology*, v. 257, n. 1, p. 246–253, 2010. <https://doi.org/10.1148/radiol.10100570>

INCA. Diretrizes para a detecção precoce do câncer de mama no Brasil. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Rio de Janeiro, p. 168. 2015.

INCA. Estimativa 2016: Incidência de Câncer no Brasil. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Coordenação de Prevenção e Vigilância. Rio de Janeiro, p. 122. 2015.

JAMSHIDIAN, M.; TEHRANY, E. A.; IMRAN, M.; JACQUOT, M.; DESOBRY, S. Poly-Lactic Acid: Production, Applications, Nanocomposites, and Release Studies. *Comprehensive Reviews in Food Science and Food Safety*, v. 9, p. 552-571, 2010. <https://doi.org/10.1111/j.1541-4337.2010.00126.x>

JIANG, L.; ZHAN, W.; LOEW, M. H. Modeling static and dynamic thermography of the human breast under elastic deformation. *Physics in Medicine and Biology*, v. 56, p. 187-202, 2011. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/1/012>

KANDLIKAR, S. G.; PEREZ-RAYA, I.; RAGHUPATHI, P. A.; GONZALEZ-HERNANDEZ, J.-L.; DABYDEEN, D.; MEDEIROS, L.; PHATAK, P. Infrared imaging technology for breast cancer detection – Current status, protocols and new directions. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, v. 108, p. 2303–2320, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.ijheatmasstransfer.2017.01.086>

KAPOOR, P.; PRASAD, S. V. A. V. Image Processing for Early Diagnosis of Breast Cancer Using Infrared Images. *2nd International Conference on Computer and Automation Engineering*, v. 3, p. 564–566, 2010. <https://doi.org/10.1109/ICCAE.2010.5451827>

KYLILI, A.; FOKAIDES, P. A.; CHRISTOU, P.; KALOGIROU, S. A. Infrared thermography (IRT) applications for building diagnostics: A review. *Applied Energy*, v. 134, p. 531–549, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.apenergy.2014.08.005>

LÄÄPERI, E.; LÄÄPERI, A.-L.; STRAKOWSKA, M.; WIECEK, B.; PRZYMUSIALA, P. Cold provocation improves breast cancer detection with IR thermography - A pilot study. *Thermology international*, v. 22, p. 152- 156, 2012.

LANDONI, V.; FRANCIONE, V.; MARZI, S.; PASCUTI, K.; FERRANTE, F.; SARACCA, E.; PEDRINIA, M.; STRIGARI, L.; CRECCO, M.; DI NALLO, A. Quantitative analysis of elastography images in the detection of breast cancer. *European Journal of Radiology*, v. 81, p. 1527– 1531, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.04.012>

LAWSON, R. Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer. *Canadian Medical Association Journal*, v. 75, p. 309–310, 1956.

LIANG, C.; SUN, F. P.; ROGERS, C. A. Coupled Electromechanical Analysis of Adaptive Material Systems – Determination of the Actuator Power Consumption and System Energy Transfer. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, v. 5, p. 12-20, 1994. <https://doi.org/10.1177/1045389X9400500102>

MADSEN, E. L.; HOBSON, M. A.; SHI, H.; VARGHESE,; FRANK, G. R. Tissue-mimicking agar/gelatin materials for use in heterogeneous elastography phantoms. *Physics in Medicine and Biology*, v. 50, p. 5597–5618, 2005. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/23/013>

MARIOTTO, B.; YABROFF, R.; SHAO, Y.; FEUER, E. J.; BROWN, M. L. Projections of the Cost of Cancer Care in the United States: 2010–2020. *Journal of the National Cancer Institute*, v. 103, p. 117–128, 2011. <https://doi.org/10.1093/jnci/djq495>

MINISTÉRIO DA SAUDE. Falando sobre câncer de mama. Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância – (Conprev). Rio de Janeiro, p. 66. 2002.

MOURA Jr., J. R. V., Uma Contribuição aos Sistemas de Monitoramento de Integridade Estrutural Aplicada a Estruturas Aeronáuticas e Espaciais. 2008. 264f. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

- OPHIR, J.; CÉSPEDES, I.; PONNEKANTI, H.; YAZDI, Y.; LI, X. Elastography: A Quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging*, v. 13, p. 111-134, 1991. <https://doi.org/10.1177/016173469101300201>
- PALOMINO, L. V. Análise das métricas de dano associadas à técnica da Impedância Eletromecânica para o monitoramento de integridade estrutural. 117 p. 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.
- PARK, G.; INMAN, D. J. Impedance-based structural health monitoring. In: INMAN, D. J., et al. *Damage Prognosis: For Aerospace, Civil and Mechanical System*. [S.l.]: Wiley, 2005. Cap. 13, p. 275-291. <https://doi.org/10.1002/0470869097.ch13>
- PARK, G.; KABEYA, K.; CUDNEY, H. H.; INMAN, D. J. Impedance-Based Structural Health Monitoring for Temperature Varying Applications. *JSME International Journal*, v. 42, n. 2, p. 249-258, 1999. <https://doi.org/10.1299/jsmea.42.249>
- PARK, G.; SOHN, H.; FARRAR, C. R.; INMAN, D. J. Overview of piezoelectric impedance-based health monitoring and path forward. *The Shock and Vibration Digest*, v. 35, n. 6, p. 451-463, 2003. <https://doi.org/10.1177/05831024030356001>
- PENNES, H. H. Analysis on tissue arterial blood temperature in the resting human forearm. *Applied Physiology*, v. 1, n. 2, p. 93-122, 1948. <https://doi.org/10.1152/jappl.1948.1.2.93>
- PETERS, K.; COTTON, A. Environmental, structural and process barriers in breast cancer screening for women with physical disability: A qualitative study. *Radiography*, v. 22, p. 184-189, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2016.03.005>
- RABELO, D. S. Monitoramento de Integridade Estrutural Baseado na Técnica da Impedância Eletromecânica Incorporando Compensação do Efeito da Variação da Temperatura. 103 p. 2014. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.
- RAGHAVAN, A.; CESNIK, C. E. S. Lamb-Wave Based Structural Health Monitoring. *Damage Prognosis for Aerospace, Civil and Mechanical System*, Wiley, Cap.11, pp. 235-274. 2005.
- RAHMAN, A.; ISLAM, M. T.; SINGH, M. J.; KIBRIAM, S.; AKHTARUZZAMAN, M. Electromagnetic Performances Analysis of an Ultra-wideband and Flexible Material Antenna in Microwave Breast Imaging: To Implement A Wearable Medical Bra. *Scientific Reports*, v. 6:38906, 2016. <https://doi.org/10.1038/srep38906>
- RAJU, V. Implementing impedance-based health monitoring. Virginia Polytechnic Institute - State University. Blacksburg. 1997.
- RAMÍREZ-TORRES, A.; RODRÍGUEZ-RAMOS, R.; SABINA, F. J.; GARCÍA-REIMBERT, C.; PENTA, R.; MERODIO, J.; GUINOVART-DÍAZ, R.; BRAVO-CASTILLERO, J.; CONCI, A.; PREZIOSI, L. The role of malignant tissue on the thermal distribution of cancerous breast. *Journal of Theoretical Biology*, v. 426, p. 152-161, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2017.05.031>
- RICHARDS, M. A.; WESTCOMBE, A. M.; LOVE, S. B.; LITTLEJOHNS, P.; RAMIREZ, A. J. Influence of delay on survival in patients with breast cancer: a systematic review. *Lancet*, v. 353, p. 1119-1126, 1999. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(99\)02143-1](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(99)02143-1)
- ROSENBERG, R. D.; YANKASKAS, B. C.; ABRAHAM, L. A.; SICKLES, E. A.; LEHMAN, C. D.; GELLER, B. M.; CARNEY, P. A.; KERLIKOWSKE, K.; BUIST, D. S. M.; WEAVER, D. L.; BARLOW, W. E.; BALLARD-BARBASH, R. Performance benchmarks for screening

mammography. *Radiology*, v. 241, n. 1, p. 55-66, 2006. <https://doi.org/10.1148/radiol.2411051504>

SILVA, R. N. F. Monitoramento de Integridade Estrutural Utilizando a Técnica da Impedância Eletromecânica Aplicada em Estruturas de Concreto. 146 f. 2017. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

SIU, A. L. U.S. Preventive Services Task Force: Screening for Breast Cancer: U.S. Preventive Services Task Force Recommendation Statement. *Annals of Internal Medicine*, v. 164, n. 4, p. 279-296, 2016. <https://doi.org/10.7326/M15-2886>

SLIZYNSKI, R. A.; MISHELEVICH, D. J. Use of impedance techniques in breast-mass detection. US 2012/0065539 A1, 15 Março 2012.

SREE, S. V.; NG, E. Y.-K.; U, R. A.; TAN, W. Breast Imaging Systems: A Review and Comparative Study. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 10, n. 1, 2010. <https://doi.org/10.1142/S0219519410003277>

SU, Z.; YE, L.; LU, Y. Guided lamb waves for identification of damage in composite structures: a review. *Journal of Sound and Vibration*, v. 295, p. 753-780, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.jsv.2006.01.020>

SUN, F. P.; CHAUDHRY, Z.; LIANG, C.; ROGERS, C. A. Truss structure integrity identification using PZT sensor-actuator. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, v. 6, p. 134-139, 1995. <https://doi.org/10.1177/1045389X9500600117>

TEBALDI, A.; COELHO, L. S.; LOPES JR., V. Detecção de falhas em estruturas inteligentes usando otimização por nuvem de partículas: Fundamentos e estudo de caso. *Revista Controle & Automação*, v. 17, n. 3, 2006.

TEIXEIRA, C. A.; ALVARENGA, A. V.; CORTELA, G.; VON KRÜGER, M. A.; PEREIRA, W. C. A. Feasibility of non-invasive temperature estimation by the assessment of the average gray-level content of B-mode images. *Ultrasonics*, v. 54, p. 1692-1702, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2014.02.021>

TOMAZELLI, J. G.; MIGOWSKI, A.; RIBEIRO, C.; ASSIS, M.; ABREU, D. M. F. Avaliação das ações de detecção precoce do câncer de mama no Brasil por meio de indicadores de processo: estudo descritivo com dados do Sismama, 2010-2011. *Epidemiologia e Serviços de Saúde*, v. 26, n. 1, 2017.

TSURUTA, K. M., Monitoramento de Integridade Estrutural de Materiais Compostos Sujeitos a Impactos Empregando a Técnica de Impedância Eletromecânica. 114 p. 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

TU, H.; QUIJANO, R. C. Device for tumor diagnosis an methods thereof. US 6832111 B2, 14 Dezembro 2004.

WELLMAN, P.; HOWE, R. H.; DALTON, E.; KERN, K. A. Breast Tissue Stiffness in Compression is Correlated to Histological Diagnosis. *Laboratório de BioRobótica de Harvard, Divisão de Engenharia e Ciências Aplicadas, Universidade de Harvard. Cambridge*, p. 15. 1999.

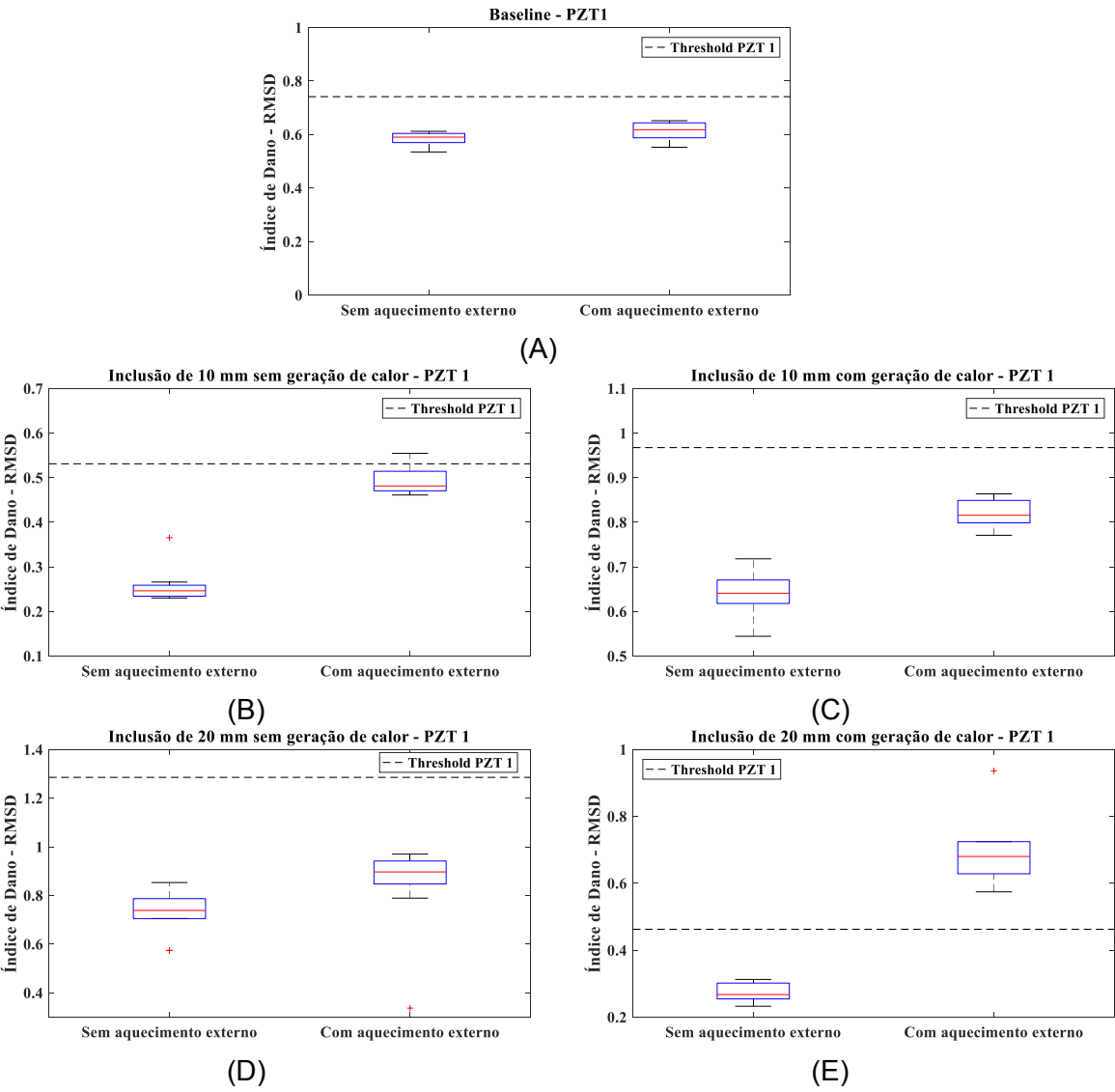
WILLIAMS, M. B.; YAFFE, M. J.; MAIDMENT, A. D.; MARTIN, M. C.; SEIBERT, J. A.; PISANO, E. D. Image Quality in Digital Mammography: Image Acquisition. *Journal of the American College of Radiology*, v. 3, n. 8, p. 589-608, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2006.04.004>

YAFFE, M. J.; MAINPRIZE, J. G. Risk of radiation-induced breast cancer from mammographic screening. *Radiology*, v. 258, n. 1, p. 98–105, 2011. <https://doi.org/10.1148/radiol.10100655>

ZOU, Y.; GUO, Z. A review of electrical impedance techniques for breast cancer. *Medical Engineering & Physics*, v. 25, p. 79–90, 2003. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(02\)00194-7](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(02)00194-7)

APÊNDICE

DETECÇÃO DAS INCLUSÕES PRÉ – EXISTENTES NO MODELO DE SILICONE SIMPLIFICADO



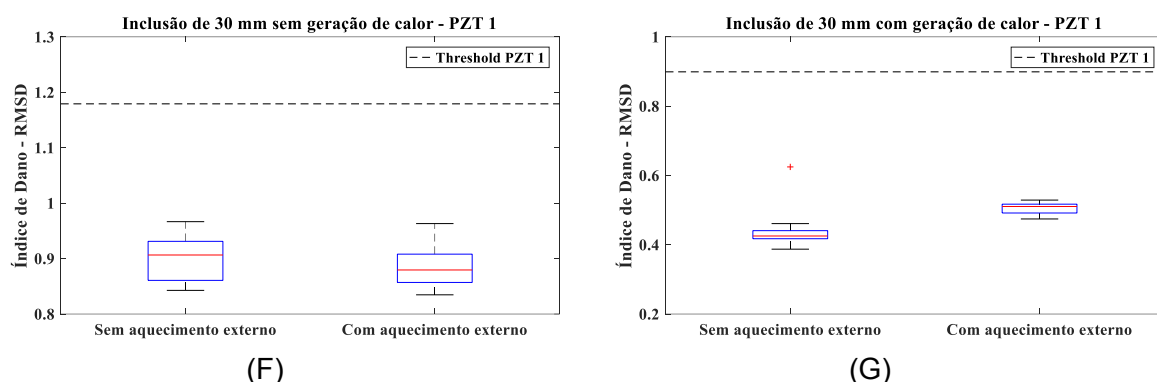
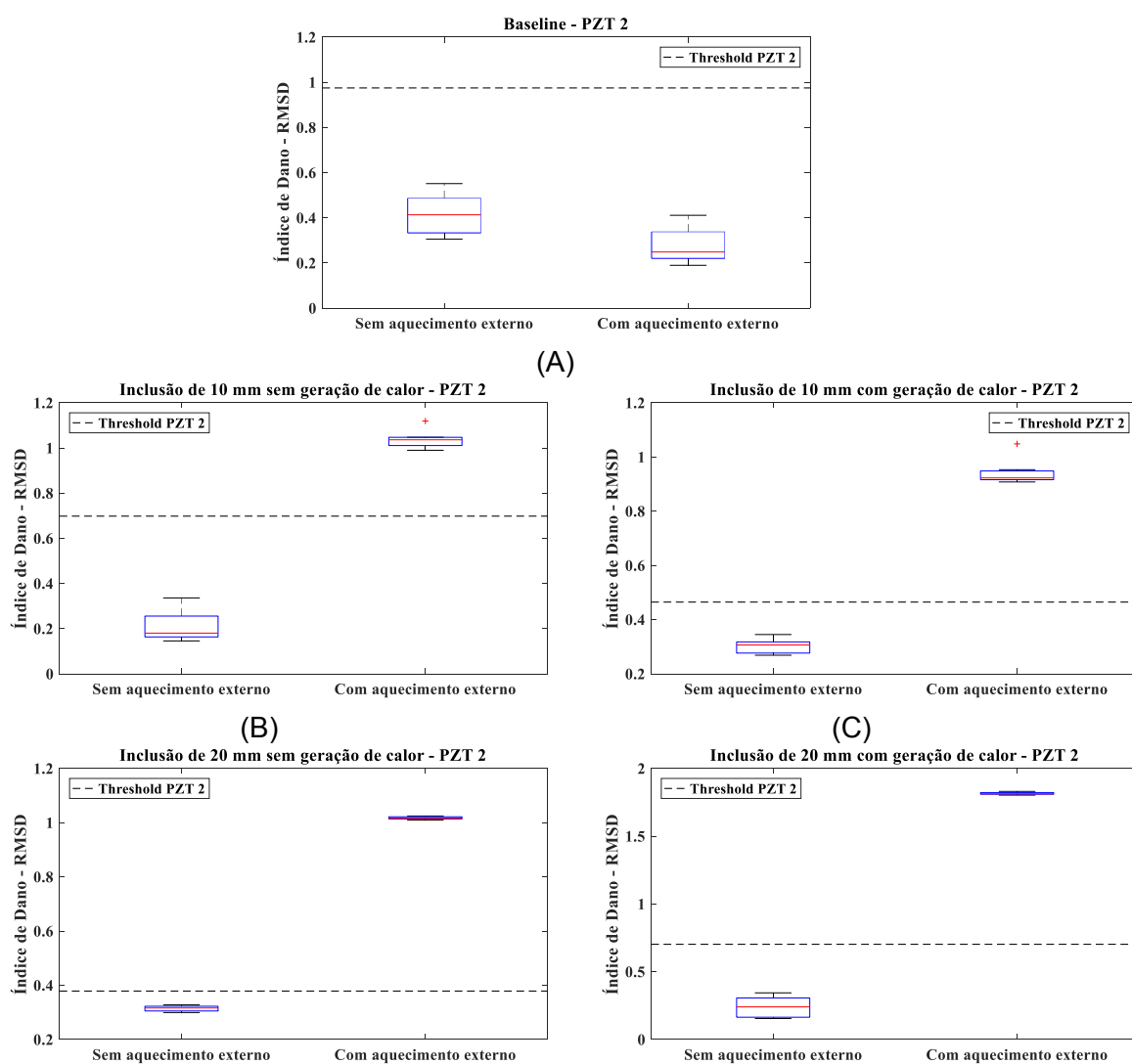


Figura 1 - Métricas de dano RMSD dos ensaios com e sem aquecimento para o transdutor piezelétrico PZT 1: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm sem geração de calor interna; (C) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna; (D) Modelo com inclusão de 20 mm sem geração de calor interna; (E) Modelo com inclusão de 20 mm com geração de calor interna; (F) Modelo com inclusão de 30 mm sem geração de calor interna; (G) Modelo com inclusão de 30 mm com geração de calor interna.



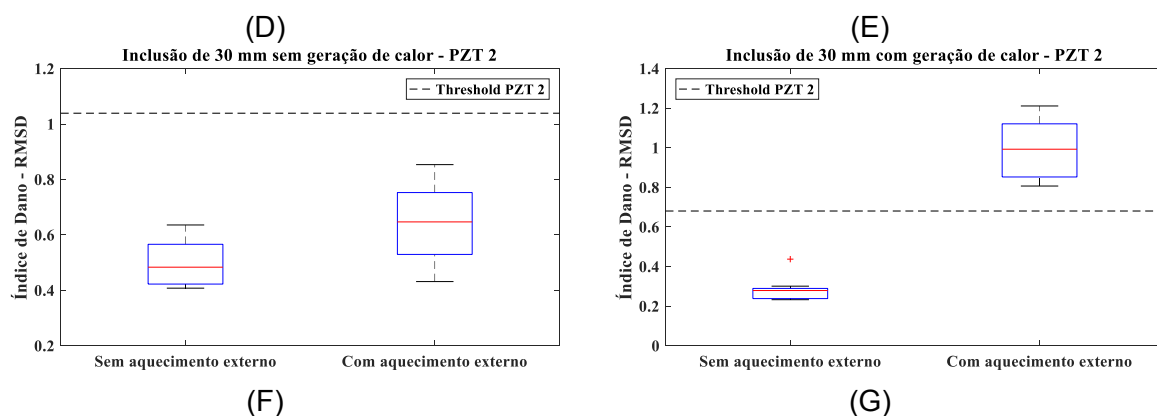
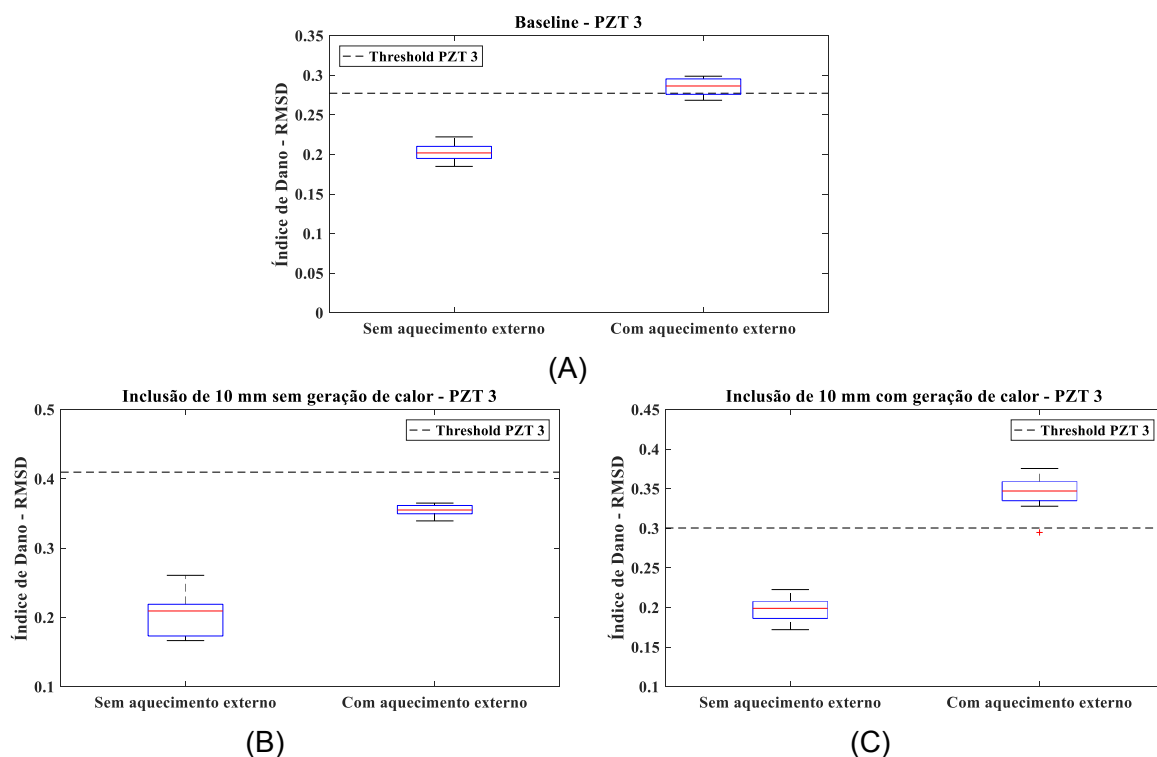


Figura 2 - Métricas de dano RMSD dos ensaios com e sem aquecimento para o transdutor piezelétrico PZT 2: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm sem geração de calor interna; (C) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna; (D) Modelo com inclusão de 20 mm sem geração de calor interna; (E) Modelo com inclusão de 20 mm com geração de calor interna; (F) Modelo com inclusão de 30 mm sem geração de calor interna; (G) Modelo com inclusão de 30 mm com geração de calor interna.



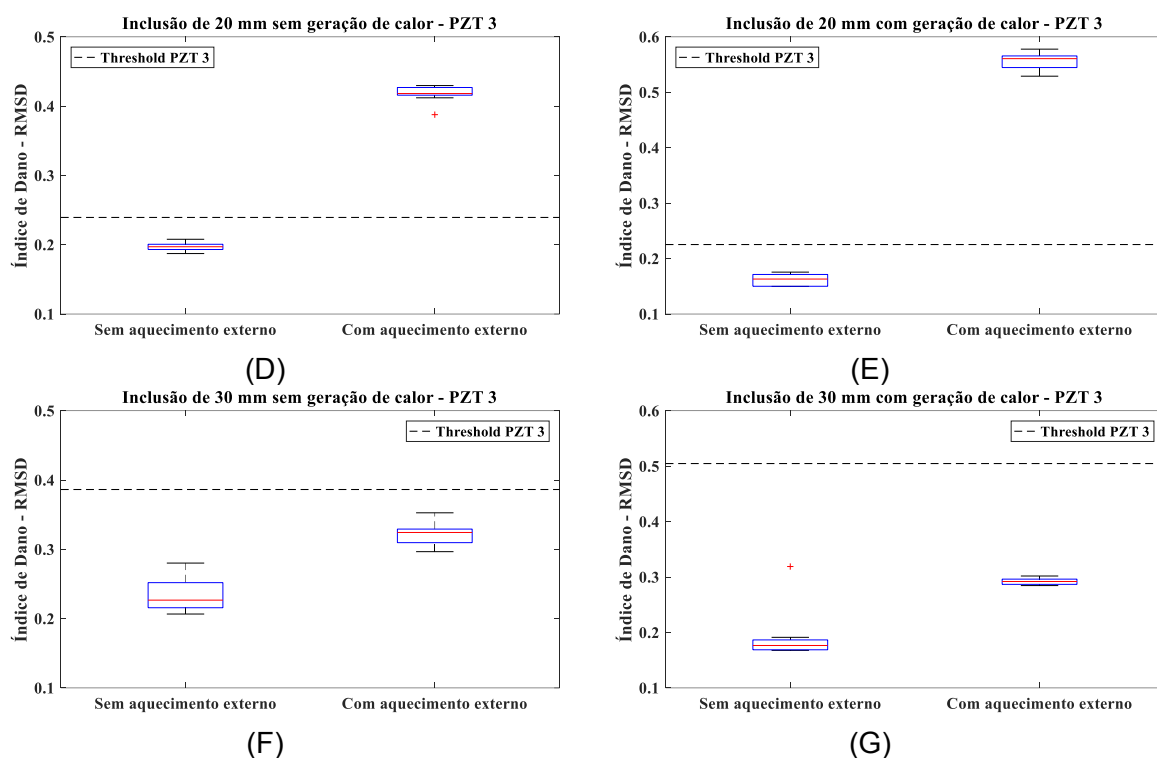
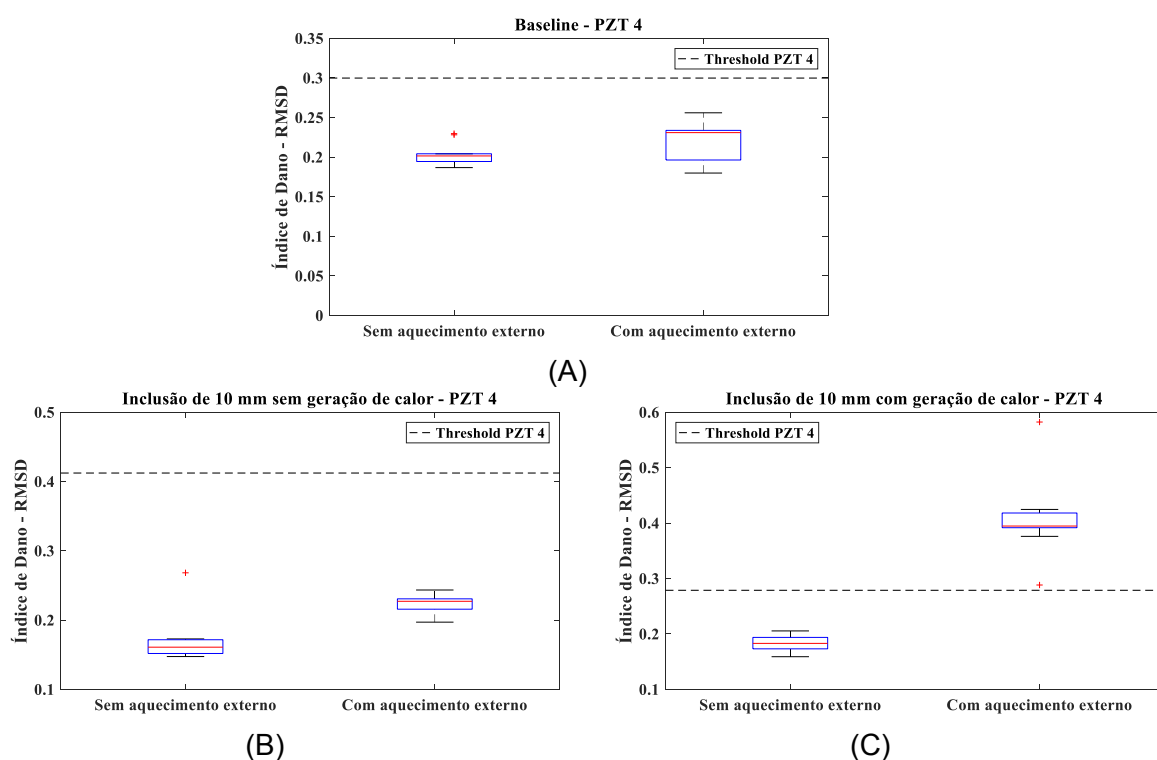


Figura 3 - Métricas de dano RMSD dos ensaios com e sem aquecimento para o transdutor piezolétrico PZT 3: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm sem geração de calor interna; (C) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna; (D) Modelo com inclusão de 20 mm sem geração de calor interna; (E) Modelo com inclusão de 20 mm com geração de calor interna; (F) Modelo com inclusão de 30 mm sem geração de calor interna; (G) Modelo com inclusão de 30 mm com geração de calor interna.



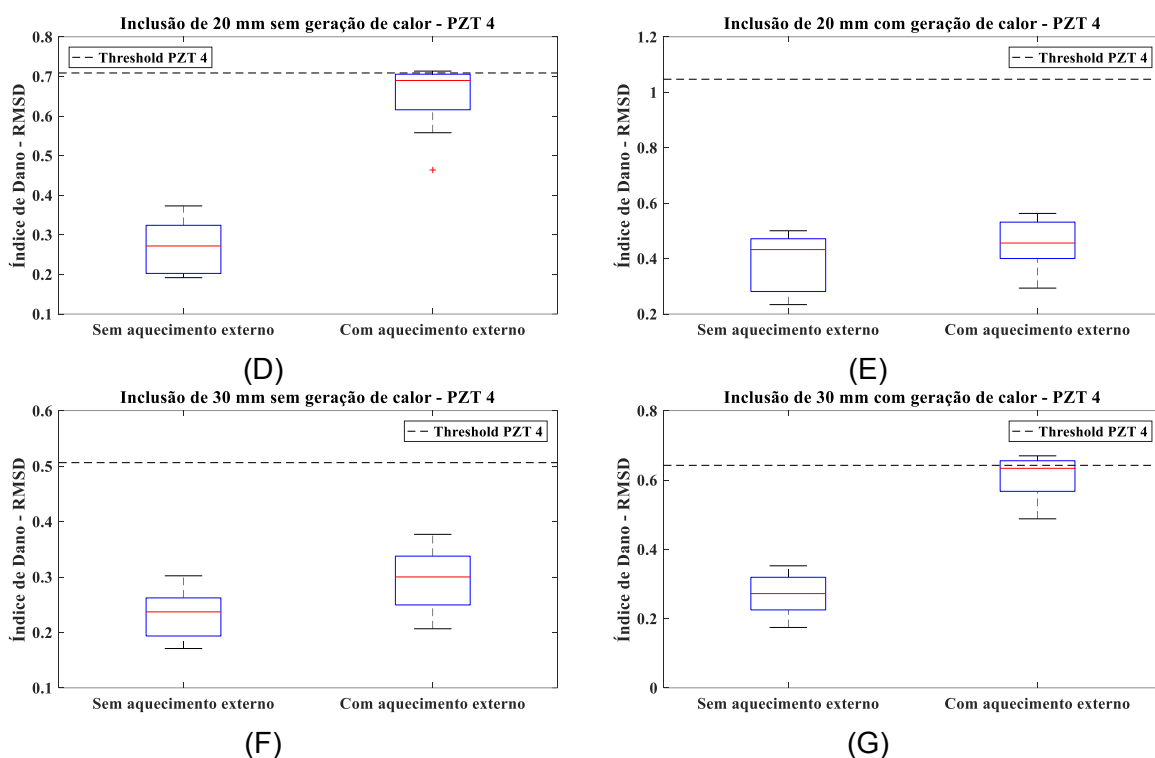
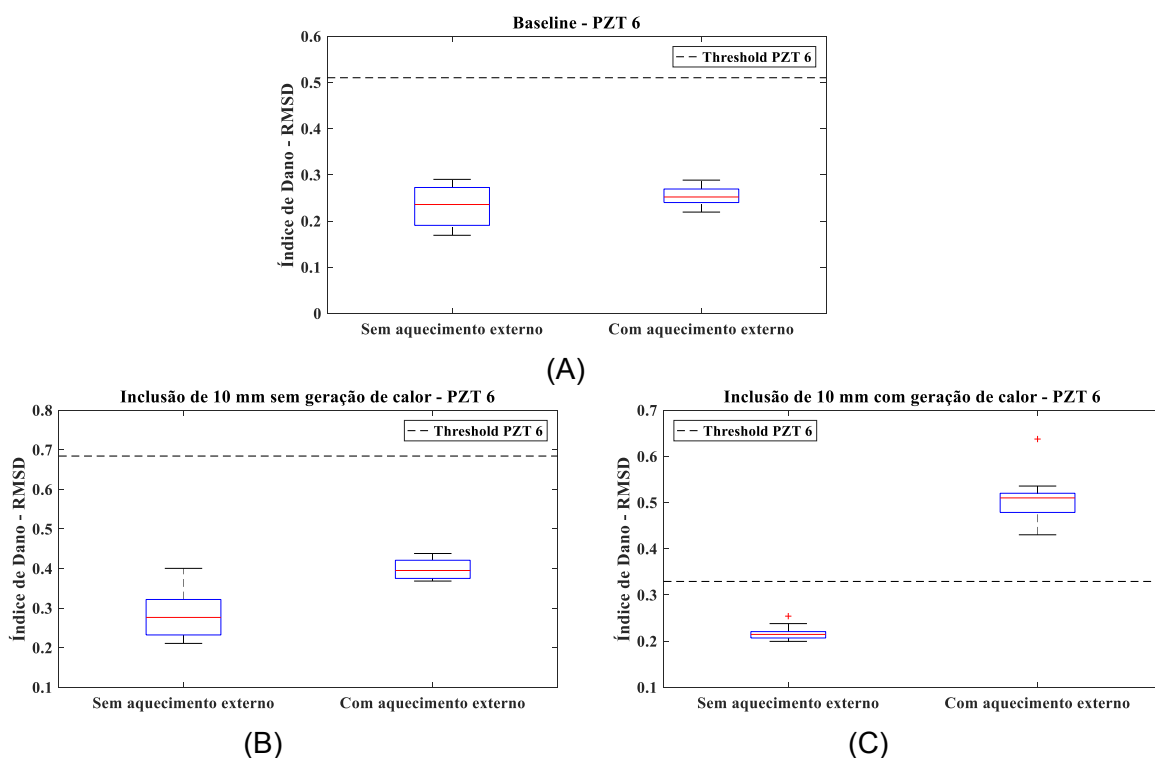


Figura 4 - Métricas de dano RMSD dos ensaios com e sem aquecimento para o transdutor piezolétrico PZT 4: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm sem geração de calor interna; (C) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna; (D) Modelo com inclusão de 20 mm sem geração de calor interna; (E) Modelo com inclusão de 20 mm com geração de calor interna; (F) Modelo com inclusão de 30 mm sem geração de calor interna; (G) Modelo com inclusão de 30 mm com geração de calor interna.



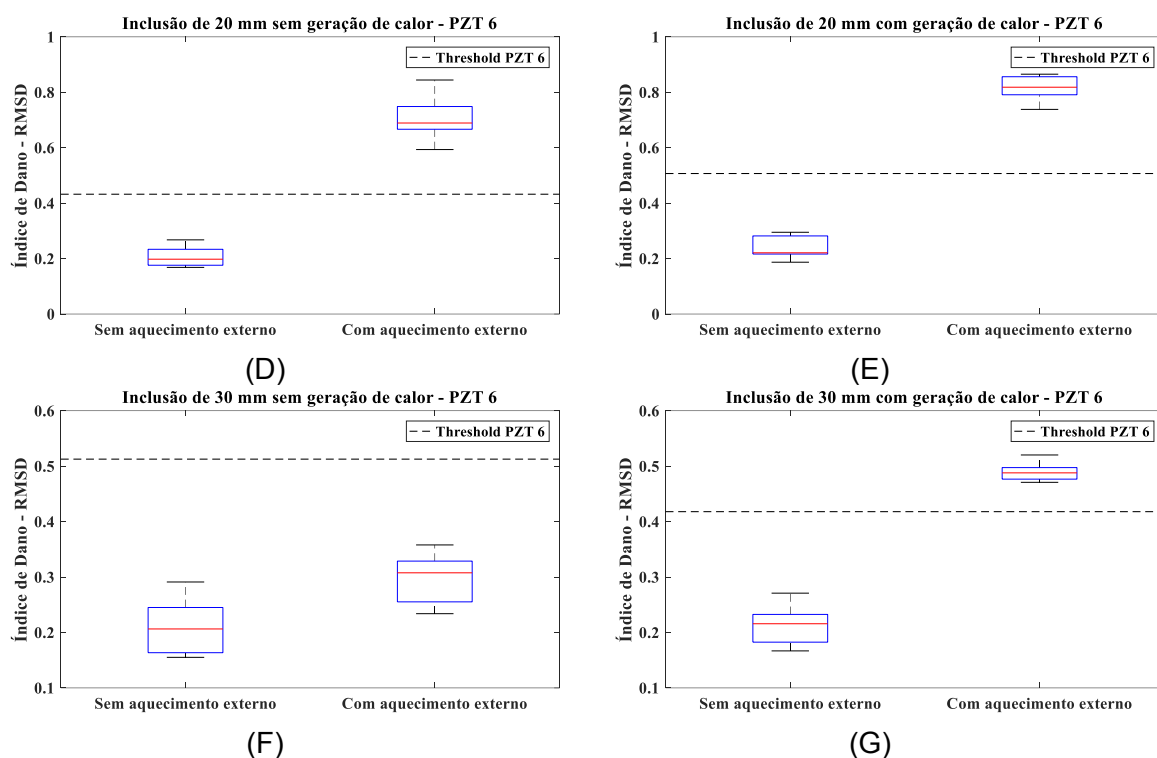


Figura 5 - Métricas de dano RMSD dos ensaios com e sem aquecimento para o transdutor piezelétrico PZT 6: (A) *Baseline*; (B) Modelo com inclusão de 10 mm sem geração de calor interna; (C) Modelo com inclusão de 10 mm com geração de calor interna; (D) Modelo com inclusão de 20 mm sem geração de calor interna; (E) Modelo com inclusão de 20 mm com geração de calor interna; (F) Modelo com inclusão de 30 mm sem geração de calor interna; (G) Modelo com inclusão de 30 mm com geração de calor interna.