

Cálculo do perfil de temperatura em um modelo tridimensional da mama para análise paramétrica da influência da posição e do tamanho de um tumor maligno

José Reginaldo Alves de Queiroz Júnior ^[1], Rita de Cássia Fernandes de Lima ^[2]

[1] reginaldoqueirozjr3@gmail.com. Universidade Federal de Pernambuco/Centro de Ciências Médicas. [2] ritaflima@yahoo.com.br. Universidade Federal de Pernambuco/Departamento de Engenharia Mecânica.

RESUMO

A termografia é uma técnica proposta como ferramenta auxiliar na triagem do câncer de mama. Ela vem ganhando importância, principalmente devido ao aumento da incidência desse tipo de câncer na população feminina brasileira. Essas imagens também são usadas para a validação de simulações numéricas tridimensionais. Produzir um modelo de mama mais realista e personalizado permitiria uma estimativa mais precisa da sensibilidade da termografia como uma técnica capaz de detectar precocemente o câncer de mama. Este trabalho propõe o desenvolvimento de uma metodologia para produzir uma geometria tridimensional personalizada da mama a partir das curvas extraídas manualmente dos termogramas contidos no banco de dados de imagens termográficas da UFPE. Com essa geometria, foram realizadas análises paramétricas, buscando entender a influência da profundidade e do tamanho do tumor no perfil de temperatura calculado.

Palavras-chave: Termografia. Câncer de mama. Simulação numérica. Geometria substituta. Análise paramétrica.

ABSTRACT

Thermography is a technique that is being proposed as an auxiliary tool in breast cancer screening. It gains importance, especially due to the increased incidence of this cancer in the Brazilian female population. These images are also used for the validation of three-dimensional numerical simulations. The production of a more realistic and personalized breast model would allow a more accurate estimate of the sensitivity of thermography as a technique capable of early detection of breast cancer. This work proposes the development of a methodology to produce a custom three-dimensional breast geometry from the manually extracted curves of the thermograms contained in UFPE Thermographic Image Database. With this geometry, parametric analyzes were performed, seeking to understand the influence of tumor depth and size on the calculated temperature profile.

Keywords: *Thermography. Breast cancer. Numerical simulation. Geometry surrogate. Parametric analysis.*

1 Introdução

A transferência de tecnologias médico-sanitaristas dos países desenvolvidos fez com que, em 1940, o Brasil experimentasse um declínio significativo na mortalidade da população. Nas décadas seguintes, essa mudança foi acompanhada de um aumento no número de idosos e do declínio da fecundidade (SANCHES; LUZ; SIMÃO-SILVA, 2017). Essas mudanças resultaram em uma população mais envelhecida, característica dos países desenvolvidos.

Na segunda metade do século XX, houve um crescimento expressivo das doenças crônicas não transmissíveis (DCNT), como efeito do aumento da idade média da população. Quatro tipos delas – doenças cardiovasculares, neoplasias, doenças respiratórias crônicas e diabetes – foram responsáveis por 60% de todos os óbitos no planeta e por 80% daqueles ocorridos em países de média e baixa renda, no ano de 2005 (VANZELLA; NASCIMENTO; SANTOS, 2018; SCHMIDT *et al.*, 2010).

Verifica-se, ainda, a ocorrência da transição nutricional simultânea ou consecutivamente à transição epidemiológica e demográfica. No atual momento da transição nutricional, destacam-se a elevação da prevalência do sobrepeso, da obesidade e de outras morbidades associadas com o excesso de peso. A dieta caracteriza-se pela ingestão elevada de gordura total, açúcar, colesterol, carboidratos refinados e pequena ingestão de ácidos graxos poli-insaturados e fibras (KAC; VELÁSQUEZ-MELÉNDEZ, 2003).

O Brasil se encontra em um processo de transição demográfica e epidemiológica, tanto nas regiões urbanas quanto nas rurais, o que vem afetando diretamente a incidência e mortalidade das doenças crônicas não transmissíveis, sobretudo das doenças coronarianas e das neoplasias malignas (PEREA *et al.*, 2018; SCHRAMM *et al.*, 2004).

Câncer é o nome dado a um conjunto de mais de 200 doenças que têm em comum a proliferação celular anormal, descontrolada e autônoma, em geral, com perda ou diminuição da diferenciação, como consequência de alterações genéticas e proteicas (BRASILEIRO FILHO, 2011). Dividindo-se rapidamente, essas células tendem a ser muito agressivas e incontroláveis, determinando a formação de tumores ou neoplasias malignas (INCA, 2017).

Na epidemiologia mundial, os tumores malignos possuem um lugar de destaque, devido à sua alta incidência, morbidade, mortalidade e ao elevado custo de tratamento (FERREIRA E SILVA *et al.*, 2013).

O câncer de mama é o tipo mais comum de neoplasia maligna em mulheres e corresponde ao segundo ou terceiro tipo mais comum de malignidade em países em desenvolvimento (ACHARYA *et al.*, 2012). É a primeira causa de morte por câncer entre as mulheres, sendo estimada uma taxa de 27 milhões de mortes para 2030, de acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS) (ZADEH *et al.*, 2015; ARAÚJO; LIMA; SOUZA, 2014).

Em 2018, as estimativas feitas pelo Instituto Nacional de Câncer (INCA, 2017) apontaram a ocorrência de aproximadamente 59.700 novos casos de câncer de mama, entre mulheres, com um risco estimado em 56,33 casos para cada cem mil mulheres. O prognóstico pode vir a se tornar pouco promissor devido à possibilidade de a doença desenvolver-se de modo silencioso, o que agrava ainda mais a situação, pois retarda o diagnóstico e dificulta a efetividade do tratamento (BARBOSA, 2012).

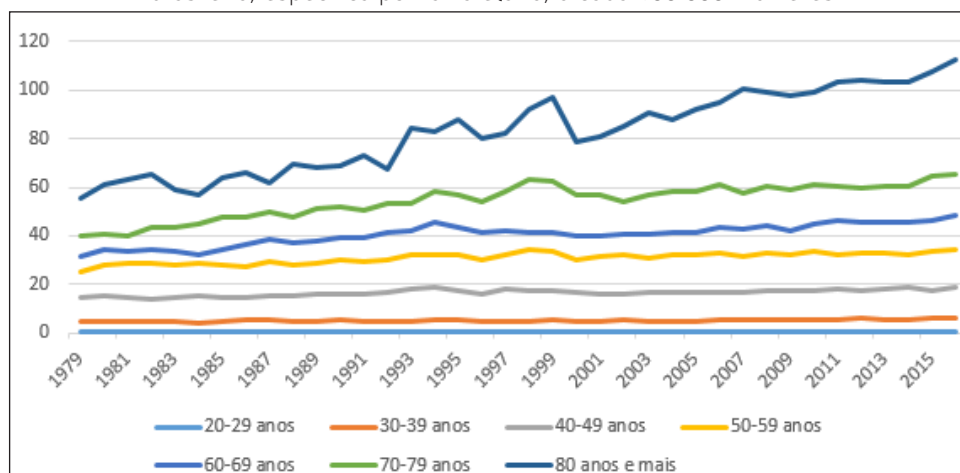
O desenvolvimento do câncer de mama é decorrente de vários fatores, como os biológicos e ambientais, com destaque àqueles relacionados à idade e a aspectos endócrinos e genéticos (OHL *et al.*, 2016). As mulheres com idade superior a 50 anos são mais predispostas a desenvolver a doença, havendo aumento da taxa de mortalidade a partir dessa idade (Figura 1, próxima página).

Outros fatores que contribuem para o aparecimento do câncer de mama incluem a exposição a radiações ionizantes em idade inferior a 40 anos, a ingestão regular de bebida alcoólica, mesmo que em quantidade moderada (30 g/dia), obesidade, principalmente quando o aumento de peso se dá após a menopausa, e sedentarismo. A prática de atividade física e o aleitamento materno exclusivo são considerados fatores protetores (OSHIRO *et al.*, 2014).

O Brasil é um país com grande variação da taxa de frequência desse tipo de neoplasia maligna. Esse tipo de câncer, excetuando-se o tumor maligno de pele não melanoma, é o primeiro mais frequente nas mulheres das regiões Sul (73,07/100 mil), Sudeste (69,50/100 mil), Centro-Oeste (51,96/100 mil) e Nordeste (40,36/100 mil). Na região Norte, é o segundo tipo de tumor mais incidente (19,21/100 mil) (INCA, 2017). Em 2018, essa estimativa para o estado de Pernambuco foi de 2.680 novos casos, confirmando o câncer de mama como um problema atual e crescente no Brasil e no estado (INCA, 2017).

O que se observa é que, ao contrário do que ocorre nos países desenvolvidos, cuja tendência é de aumento da incidência e diminuição da mortalidade

Figura 1 – Taxa de mortalidade por câncer de mama na população feminina brasileira, específica por faixa etária, a cada 100.000 mulheres



Fonte: INCA (2017).

por câncer de mama, no caso do Brasil as taxas de sobrevivência foram decrescentes nas últimas três décadas, sugerindo dificuldades ou desigualdades de acesso a procedimentos diagnósticos e tratamento (INCA, 2017).

Os altos índices de casos e de óbitos por câncer de mama na população feminina (INCA, 2017), somados aos elevados custos da assistência, levaram à necessidade de traçar estratégias que favoreçam o seu controle no futuro. Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), para o aumento da sobrevida associada a esse tipo de câncer, é necessário que haja adoção de políticas voltadas para o diagnóstico precoce e para o tratamento adequado em tempo hábil (BRITO; PORTELA; VASCONCELLOS, 2005).

Atualmente, a mamografia é o exame de imagem mais largamente utilizado para o rastreamento e a detecção do câncer de mama, mas, como já bem descrito na literatura, apresenta uma série de limitações. Costuma ser menos sensível na detecção de tumores em mulheres com tecido mamário denso e com implantes; e, por possuir baixa especificidade, produz muitas biópsias. Devido à compressão presente no processo de realização da mamografia, existe o risco de ruptura do encapsulamento do tumor. Além disso, pode ocasionar um aumento relativo do risco de câncer de mama induzido por radiação (RAMÍREZ-TORRES *et al.*, 2017; KENNEDY; LEE; SEELY, 2009).

Uma segunda técnica bastante utilizada na detecção de tumores mamários é a ultrassonografia, que se baseia na emissão de pulsos de onda sonora. As ondas refletidas são então interpretadas por um transdutor, capaz de distinguir as bordas dos diferentes

tipos de tecidos. Essa técnica é normalmente usada para investigar áreas suspeitas da mama encontradas por meio da mamografia ou do exame clínico e costuma ser muito eficaz na distinção entre cistos e tumores sólidos. É utilizada, ainda, na triagem ou de forma suplementar à mamografia, possibilitando a investigação de mamas densas (KANDLIKAR *et al.*, 2017). Quando utilizada complementarmente à mamografia, é capaz de aumentar a sensibilidade do rastreamento (KANDLIKAR *et al.*, 2017; BERG *et al.*, 2008).

Novas técnicas de diagnóstico para identificação de neoplasia de mama têm sido elaboradas e aperfeiçoadas, no intuito de aumentar a expectativa de vida do paciente. Essas técnicas focam a detecção precoce de tumores com dimensões menores, com o objetivo de alcançar um melhor prognóstico (AVILA-CASTRO *et al.*, 2017).

Dentro das novas formas de detecção investigadas, estudos recentes já confirmam a termografia por infravermelho como uma técnica que aumenta a possibilidade de detecção precoce do câncer de mama. O desempenho da técnica foi analisado usando circunstâncias ambientais restritas e controladas (AVILA-CASTRO *et al.*, 2017; ETEHADTAVAKOL; NG, 2013; NG, 2009).

Estudos que combinaram a mamografia e a termografia para a detecção do câncer de mama obtiveram uma sensibilidade de 95%. Houve uma melhora da sensibilidade de 95% para 98% quando o exame clínico também foi incluído. Conclui-se então que a combinação de diferentes modalidades de imagens pode anular as deficiências umas das outras.

Dessa forma, se a termografia da mama for usada como uma ferramenta auxiliar dos outros exames, aumentará a precisão da triagem mamária (BHOWMIK *et al.*, 2016; KEYSERLINGK *et al.*, 1998).

Comparativamente com outras técnicas de detecção de câncer de mama, a termografia é menos desconfortável para os pacientes porque não emite radiação ionizante e não implica contato direto ou compressão. É útil para mulheres de todas as idades e com condições diferentes, como gravidez, amamentação, presença de implantes, seios densos ou fibrocísticos e pré ou pós-menopausa. Mesmo se as mulheres estiverem sob tratamento de reposição hormonal, podem ser candidatas a usar termografia para detecção de patologias (AVILA-CASTRO *et al.*, 2017; NG; SUDHARSAN, 2001; NG, 2009).

Para crescer e se desenvolver, os tumores necessitam de nutrientes, o que ocasiona a criação de novos vasos sanguíneos ao seu redor. Esse fenômeno é conhecido como neoangiogênese. Assim, essa região possui uma temperatura mais elevada que as outras, devido ao intenso fluxo sanguíneo. Esse fato pode possibilitar o uso da termografia no auxílio à detecção de tumores malignos (RAMÍREZ-TORRES *et al.*, 2017).

Geralmente, a temperatura da superfície do corpo é controlada pelo metabolismo local, pela circulação sanguínea e pela troca de calor entre a pele e o meio ambiente (HOSSAIN; ABDELAAL; MOHAMMADI, 2016; AGNELLI; BARREA; TURNER, 2011; ZHOU; CHEN, 2009). A mudança em qualquer um desses parâmetros pode influenciar a distribuição de temperatura e o fluxo de calor radiante, refletindo, conseqüentemente, no estado fisiológico. Inflamação, taxa metabólica, hipertensão intersticial, morfologia anormal dos vasos e falta de resposta aos sinais homeostáticos são algumas das características particulares que fazem os tumores se comportarem diferentemente dos tecidos normais em termos de produção e dissipação de calor (DENG; LIU, 2004). Dessa forma, perfis anormais de temperatura da pele podem ser usados para prever localização, tamanho e parâmetros térmicos da região hiperativa, bem como para acompanhar o procedimento de tratamento (HOSSAIN; ABDELAAL; MOHAMMADI, 2016).

A termografia também vem sendo utilizada para validar simulações numéricas de perfis de temperatura, com o intuito de entender as anormalidades da mama (BEZERRA; LIMA; LYRA, 2018). À medida que as imagens médicas são capazes de fornecer uma série de informações clínicas relevantes, a modelagem fisiológica pode ser uma ferramenta preditiva auxiliar,

já que ajuda na compreensão dos processos físicos e biológicos (VIANA, 2016; SOLEIMANI *et al.*, 2009; KOCH *et al.*, 2011; HUANG *et al.*, 2007; TEPPER *et al.*, 2006).

Além de evitar expor os seres humanos a riscos desnecessários, as simulações numéricas poderão ser usadas em conjunto com a termografia como uma técnica auxiliar da mamografia na detecção de neoplasia de mama, além de possibilitarem a diminuição dos falsos positivos da termografia no diagnóstico de câncer (BEZERRA; LIMA; LYRA, 2018; NG; SUDHARSAN, 2001a; NG; SUDHARSAN, 2001b).

Diversos modelos matemáticos já foram propostos para representar o comportamento térmico do sistema tumor – tecido mamário. Para estudo desses modelos, diferentes configurações geométricas já foram consideradas em um domínio computacional para simulação do câncer de mama. Apesar de essas geometrias já apresentarem informações importantes a respeito do efeito do tumor na temperatura superficial da mama, sabe-se que simulações que envolvem uma geometria mais próxima da forma real de uma mama trariam um aumento na acurácia das estimativas dos efeitos de um tumor na distribuição superficial de temperaturas.

O presente trabalho teve por objetivo o desenvolvimento de um estudo paramétrico da influência da posição e do tamanho de um tumor maligno no perfil calculado de temperaturas. Com esse intuito, utilizou-se uma geometria personalizada da mama, baseada na extração de curvas das imagens termográficas. Pretende-se com tais análises identificar a sensibilidade da termografia, ou seja, verificar se é possível precisar em qual profundidade e com qual dimensão a imagem por infravermelho deixa de registrar a presença de um tumor.

2 Metodologia

2.1 Aquisição de imagens

O processo de aquisição de imagens térmicas é indolor e pode ser feito com uso de um aparato mecânico que possibilita um melhor posicionamento das pacientes (BEZERRA *et al.*, 2013). Um aparato foi desenvolvido e construído no Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE (DEMEC/UFPE) e vem sendo usado para melhor captura das imagens (Figura 2).

Figura 2 – Aparato desenvolvido no DEMEC/UFPE e utilizado no Hospital das Clínicas (HC)/UFPE para aquisição das imagens



Fonte: Oliveira (2012).

Durante a aquisição das imagens, são realizadas duas séries de capturas dos termogramas. A primeira série (D1) é feita com uma distância fixa entre câmera e paciente, de aproximadamente um metro. Já a segunda série (D2) é realizada com a câmera mais próxima da paciente, e a distância pode variar.

As imagens da série D1 são usadas em aplicações que exigem um protocolo de aquisição mais rígido, como processamento automático de imagens e reconstrução automática da geometria da mama, pois tais procedimentos necessitam calcular as reais dimensões da mama. Assim, essa série é realizada a uma distância paciente-câmera que é medida e armazenada para que se possa fornecer a mesma escala às imagens.

As imagens da série D2 são usadas para análise médica, a fim de realizar uma melhor visualização de possíveis distúrbios mamários. Assim, essas imagens não requerem uma padronização rigorosa. Se necessário, ainda, são capturadas imagens extras em ambas as séries.

Para as duas séries, um conjunto de ações são tomadas, definidas a partir de dados existentes na literatura. Sempre se registra a umidade, a temperatura do ambiente e da paciente a cada exame. A paciente é submetida a um período de aclimação de aproximadamente dez minutos antes da aquisição das imagens. Tal procedimento é adotado a fim de que se estabilize a temperatura da paciente no ambiente da sala. Essa padronização é necessária para reduzir possíveis erros gerados pelas oscilações de temperatura no interior da sala, assim como da temperatura da paciente durante a obtenção das imagens (BEZERRA *et al.*, 2013).

2.2 Desenvolvimento da geometria personalizada

Diferentes configurações geométricas têm sido propostas como domínios computacionais para o cálculo de perfis de temperatura da mama. Usando uma forma mais aproximada da mama de uma paciente analisada, as simulações numéricas poderiam fornecer estimativas mais precisas dos efeitos do tumor na resposta térmica da mama (KANDLIKAR *et al.*, 2017). O presente trabalho propõe uma nova metodologia, que foi desenvolvida com o intuito de produzir um modelo geométrico mais próximo da anatomia real da mama. Para facilitar a construção da geometria, adotaram-se as próteses utilizadas por Viana (2010) como base para a parede torácica das novas geometrias.

Como se pode verificar a partir do banco de dados das imagens por infravermelho, algumas dessas imagens foram realizadas com o auxílio de uma grade metálica composta por quadrados com arestas de 75 mm, o que permitiu obter a dimensão do eixo horizontal (MH) para ajuste da base que representa a parede torácica da paciente (Figuras 3(a) e 3(b)). Para isso, utilizou-se a Equação 1:

$$MH_{real} = \frac{MH(mm) \times 7,5(cm)}{MQ(mm)} \quad (1)$$

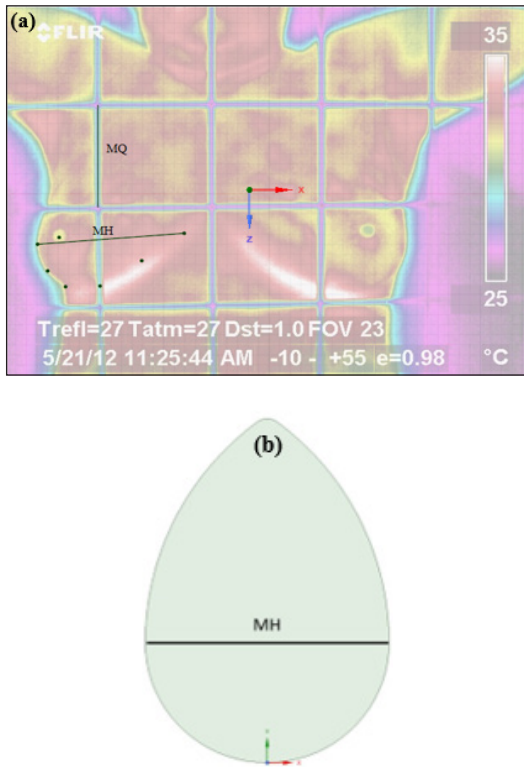
onde MH é a medida horizontal extraída manualmente por meio do *software* SpaceClaim®, MQ é a medida da grade extraída manualmente do *software* e 7,5 centímetros é a medida da aresta de cada quadrado da grade.

A extração manual da curva de perfil da mama foi feita usando-se o *software* SpaceClaim®, incluso no pacote de *software* CFD (*Computational Fluid Dynamics*). Com a escolha dos pontos na região limite da mama, a curva de perfil foi construída ponto a ponto, o que permitiu um ajuste final para suavização da curva.

Após a extração das curvas de interesse, esses contornos serviram como entrada no processo de modelagem geométrica. Foi efetuada a adequação da curva de perfil à parede torácica, assumindo o tamanho real da curva como sendo proporcional à reta MH apresentada anteriormente. Essa fase foi responsável pelo ajuste de uma curva que parte de um dos extremos da reta MH, cruzando o ponto que simboliza o mamilo no perfil e fechando seu percurso na outra extremidade dessa mesma reta (Figura 4).

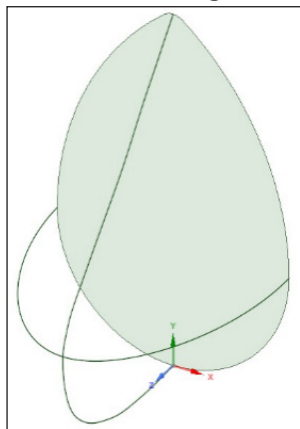
As Figuras 5 e 6 apresentam, respectivamente, um modelo tridimensional produzido e o resumo da metodologia desenvolvida em MELO *et al.* (2019) e adotada neste trabalho.

Figura 3 – (a) Vista frontal de um termograma, com destaque para Medida Horizontal (MH) e Medida Quadrado (MQ); (b) Base que representa a parede torácica, com destaque para a Medida Horizontal (MH)



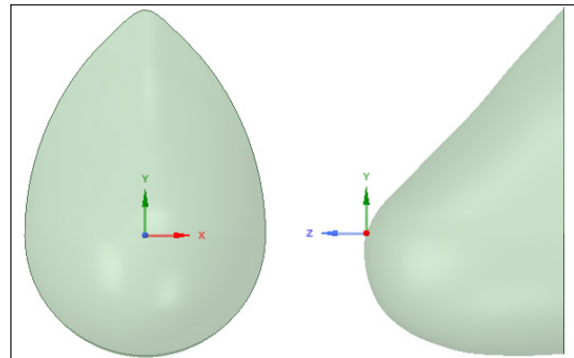
Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 4 – Curva de perfil e base ajustadas para construção de geometria



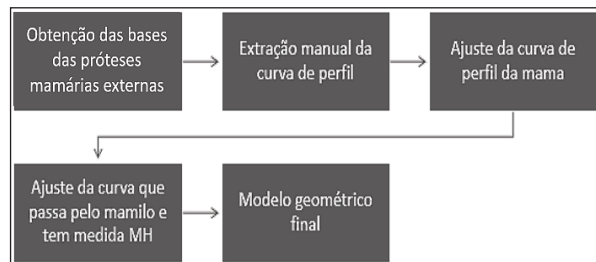
Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 5 – Modelo tridimensional personalizado produzido



Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 6 – Sequência metodológica proposta em Melo *et al.* (2019) para o desenvolvimento do volume 3D



Fonte: Elaborada pelos autores.

2.3 Modelagem matemática da transferência de calor em tecidos vivos

Há diversos modelos dedicados à análise da transferência de calor em seres vivos, entre os quais destacam-se os modelos de Wulff, de Chen e Holmes e de Klinger. Nesses modelos, o cálculo para a distribuição de temperaturas nos tecidos vivos é feito utilizando o fluxo sanguíneo local para considerar a direção do fluxo de sangue ou adicionando os termos de dispersão e perfusão microcirculatória (VIANA, 2016). O Modelo de Pennes é referência entre os modelos térmicos do corpo humano devido à sua simplicidade e à menor necessidade de parâmetros termofísicos, que são, muitas vezes, desconhecidos ou não muito bem determinados (SILVA; LYRA; LIMA, 2013).

A equação que descreve o modelo é conhecida como Equação de Biotransferência de Calor (BHTE – *BioHeat Transfer Equation*), Equação 2. Ela é uma adaptação da equação da difusão de calor, na qual foram incluídos termos para representar as taxas

volumétricas de geração de calor provenientes da perfusão sanguínea, Q_p , do calor metabólico, Q_m , e de fontes externas, Q_{ext} . Neste estudo, os efeitos químicos, físicos, nucleares e elétricos foram desprezados, o que resultou na eliminação do termo relacionado às fontes externas de geração de calor (BEZERRA *et al.*, 2013; BEZERRA; LIMA; LYRA, 2018).

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + Q_p + Q_m + Q_{ext} \quad (2)$$

onde ρ é a massa específica do tecido (kg.m^{-3}), c é o calor específico do tecido ($\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$), T é a temperatura local do tecido (K), t é a variável tempo (s) e ∇^2 é o operador de Laplace.

A taxa volumétrica de geração de calor proveniente da perfusão sanguínea pode ser apresentada da seguinte maneira (BEZERRA *et al.*, 2013), Equação 3:

$$Q_p = \omega_t \rho_s c_s (T_a - T_v) \quad (3)$$

onde ω_t é a taxa de perfusão sanguínea no tecido (s^{-1}), ρ_s é a massa específica do sangue (kg.m^{-3}), c_s é o calor específico do sangue ($\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$), T_a é a temperatura do sangue arterial entrando no volume de controle do tecido e T_v é a temperatura do sangue venoso saindo do volume de controle do tecido.

Nas equações acima, a temperatura do sangue arterial é igual à temperatura do sangue que entra na região capilar, e a temperatura do sangue venoso é igual à temperatura do sangue que deixa a região capilar. Aproxima-se então a temperatura do sangue venoso à temperatura local do tecido, ou seja, $T_v = T$ (WISSLER, 1998; BEZERRA *et al.*, 2013). A aproximação considera que a troca de calor é completa, ou seja, ao sair, assume-se que a temperatura do sangue se iguala à temperatura do tecido (QUEIROZ, 2016). O próximo passo consiste em estabelecer o calor metabólico das patologias mamárias envolvidas na simulação numérica. Para avaliar a taxa de geração

do calor metabólico do nódulo mamário, considerou-se que o tempo de duplicação do tumor e a sua taxa de geração metabólica estão relacionados através de uma função hiperbólica (GAUTHERIE, 1980; NG; SUDHARSAN, 2001b), Equação 4.

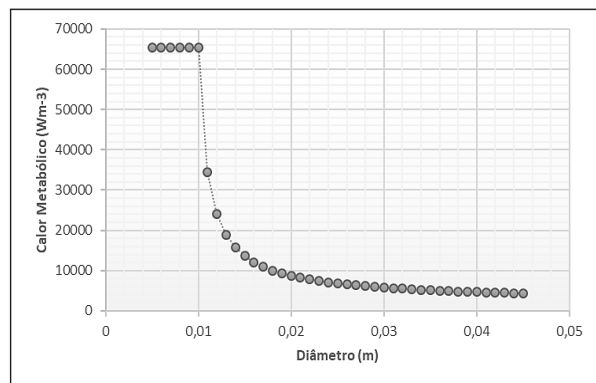
$$Q_m \tau = C \quad (4)$$

onde τ é o tempo de duplicação do tumor (dias) e C é uma constante igual a $3,27 \times 10^6 \text{ W.dia.m}^{-3}$.

O diâmetro do tumor, D (m), é calculado pela Equação 5 (Figura 7).

$$D = 0,01 e^{[0,002134(\tau - 50)]} \quad (5)$$

Figura 7 – Gráfico da relação entre calor metabólico e diâmetro do tumor



Fonte: Elaborada pelos autores.

De acordo com as últimas equações e com os parâmetros geométricos do tumor, obtidos pelo exame de ultrassonografia, a geração de calor metabólico do nódulo pode então ser estimada numericamente. Para o tecido glandular da mama, usa-se o valor igual a 450 W.m^{-3} . Demais parâmetros termofísicos estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Propriedades termofísicas do tecido glandular da mama normal e do tecido tumoral

| Tecido | k ($\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$) | ρ (kg.m^{-3}) | c ($\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$) | ω (s^{-1}) | Q_m (W.m^{-3}) |
|---------------|---|-------------------------------|--|------------------------------|-----------------------------|
| Glandular | 0,48 ^a | 1080 ^a | 3000 ^c | 0,00018 ^d | 450 ^a |
| Tumor maligno | 0,48 ^a | 1080 ^a | 3500 ^c | 0,009 ^d | (*) |
| Tumor benigno | 0,48 ^a | 1080 ^a | 3500 ^c | 0,0018 ^d | (*) |
| Sangue | 0,51 ^b | 1060 ^a | 4200 ^a | - | - |

Fonte: Ng e Sudharsan (2001b)^a; Okajima *et al.* (2009)^b; González (2007)^c; Gautherie (1980)^d.

(*) O valor de Q para o tumor foi calculado de acordo com seu diâmetro e utilizando Equação 4 e Equação 5.

2.4 Simulação numérica dos perfis de temperatura da mama

Utilizando-se o *software* ANSYS, foram simulados os perfis de temperatura de uma mama, usando-se parâmetros termofísicos do tecido mamário e do tumor, já apresentados na Tabela 1.

A fim de avaliar a sensibilidade do perfil de temperatura à presença de anomalias mamárias, foi realizado um estudo paramétrico – influência da posição e do tamanho do tumor – no modelo tridimensional da mama. Para isso, foi adotada a geometria da Figura 5 e admitiu-se uma geometria esférica para representar o tumor.

O calor metabólico do tumor foi calculado seguindo as Equações 4 e 5. Em seguida, foram definidas as condições de contorno. A superfície da mama troca calor com o meio ambiente, através da convecção, e para a parede torácica considerou-se uma temperatura prescrita igual a 37 °C.

Como se trata de um caso hipotético, a temperatura do ambiente foi definida como a média aritmética das temperaturas ambientes dos casos que já possuem diagnóstico concluído (149 pacientes), armazenados no banco de dados do DEMEC/UFPE. Assim, a temperatura ambiente adotada nas simulações numéricas foi de 26,53 °C.

A posição adotada para a localização do tumor foi Quadrante Superior Externo (QSE), pois essa é a região da mama onde há maior prevalência dos tumores malignos, representando cerca de 50% dos casos notificados (PINHEIRO *et al.*, 2013). Em todos os casos, o tumor maligno foi aproximado de uma esfera.

3 Resultados e discussão

3.1 Análise paramétrica da posição do tumor maligno

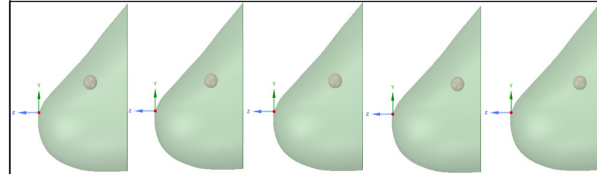
Tabela 3 – Resumo dos testes de estudo de convergência de malha para as posições avaliadas

| Posição | Distância (mm) | Nº de malhas testadas | Malha escolhida | Nº de nós da malha escolhida | T _{máx} (°C) da malha escolhida |
|---------|----------------|-----------------------|-----------------|------------------------------|--|
| 1 | 10 | 8 | 7 | 358.249 | 34,82 |
| 2 | 15 | 8 | 7 | 358.836 | 34,42 |
| 3 | 20 | 8 | 7 | 359.383 | 34,19 |
| 4 | 25 | 3 | 2 | 185.536 | 33,95 |
| 5 | 30 | 3 | 2 | 185.665 | 33,75 |

Fonte: Dados da pesquisa.

Para este caso, adotou-se um tumor com 15 mm de diâmetro ($Q_m = 13.625 \text{ W/m}^3$). Assim, o tamanho do tumor foi mantido fixo, variando-se, apenas, a distância normal deste em relação à superfície da mama (Figura 8).

Figura 8 – Geometria com tumor localizado, em relação à pele, na posição d = 10 mm, 15 mm, 20 mm, 25 mm e 30 mm, da esquerda para a direita



Fonte: Elaborada pelos autores.

Em cada uma das simulações numéricas, foi realizado um estudo de convergência da solução para cada malha, como demonstrado para a Posição 1 na Tabela 2. Em todos os casos, o critério de parada foi a não variação da temperatura ou uma variação menor do que 0,1 °C. As análises para as demais posições foram resumidas na Tabela 3.

Tabela 2 – Teste de estudo de convergência de malha para a Posição 1

| Malha | Nº de nós | T _{máx} (°C) |
|-------|-----------|-----------------------|
| 1 | 177.269 | 33,88 |
| 2 | 184.334 | 34,07 |
| 3 | 191.283 | 34,20 |
| 4 | 203.986 | 34,35 |
| 5 | 230.492 | 34,51 |
| 6 | 298.518 | 34,72 |
| 7 | 358.249 | 34,82 |
| 8 | 378.913 | 34,84 |

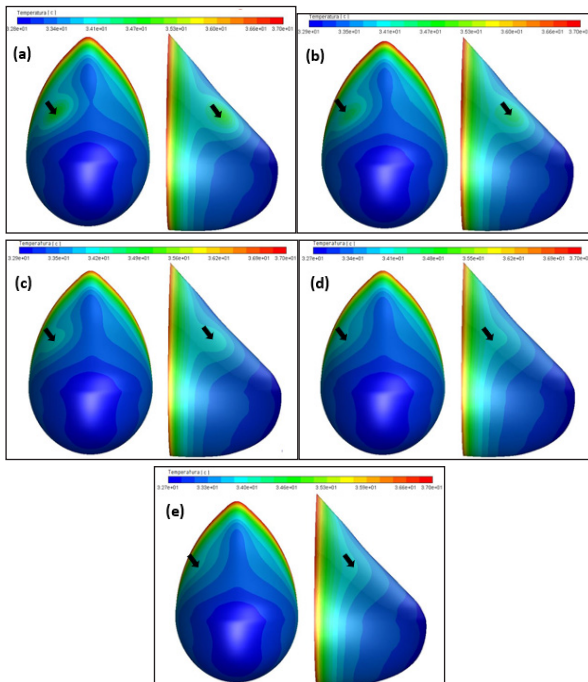
Fonte: Dados da pesquisa.

Na análise da Posição 1 (d = 10 mm), o estudo de convergência realizado avaliou oito malhas tetraédricas não estruturadas distintas. A primeira malha apresentou uma temperatura máxima na superfície

da mama de 33,88 °C. Comparando a segunda malha com a anterior, a diferença de temperatura foi de 0,19 °C. A diferença da sétima para a segunda malha foi de 0,75 °C e a variação da sétima para a oitava malha foi de 0,02 °C. Então, a malha escolhida foi a sétima, pois não ocorreu modificação significativa na temperatura calculada e o tempo de processamento foi menor.

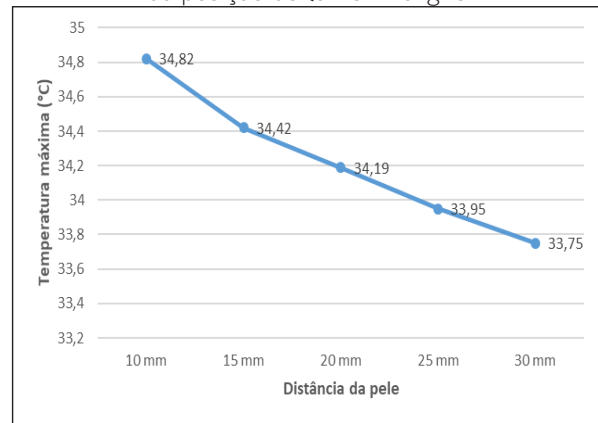
Na Figura 9 são mostrados os resultados das simulações numéricas realizadas. O gráfico apresentado na Figura 10 resume os resultados da variação da posição do tumor. Há uma queda de aproximadamente 3,07% no valor da temperatura quando se comparam o primeiro e o quinto casos. A região que se localiza sobre a neoplasia maligna apresentou uma temperatura maior que o resto da superfície mamária, o que já era esperado. Foi possível observar também que a tendência da temperatura superficial da região acima de onde se localiza o tumor é de ser cada vez menor à medida que este se afasta da superfície da mama. Isso porque, ao aumentar a profundidade do tumor, aumenta-se a quantidade de tecido glandular entre a neoplasia e a superfície mamária, dificultando a visualização da alteração da temperatura superficial.

Figura 9 – Distribuição frontal e lateral da temperatura (em °C) na superfície da mama, com a seta indicando o local de $T_{m\acute{a}x}$, onde: (a) Posição 1, (b) Posição 2, (c) Posição 3, (d) Posição 4 e (e) Posição 5



Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 10 – Gráfico da análise paramétrica da posição do tumor maligno

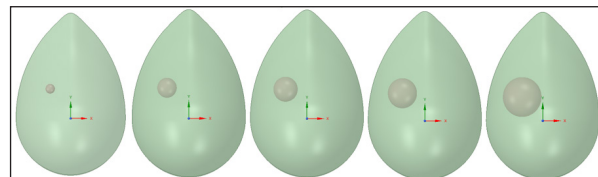


Fonte: Elaborada pelos autores.

3.2 Análise da influência do tamanho do tumor maligno

Nessa situação, adotou-se uma posição fixa para o tumor, distando 16 mm da superfície da mama. Em seguida, variou-se o tamanho do tumor (Figura 11), sempre calculando o calor metabólico correspondente utilizando as Equações 4 e 5. A Tabela 4 contém o calor metabólico calculado para cada caso.

Figura 11 – Geometria com tumor com diâmetros D = 10 mm, 20 mm, 25 mm, 30 mm e 40 mm, da esquerda para a direita



Fonte: Elaborada pelos autores.

Tabela 4 – Calor metabólico para cada tamanho do tumor

| Tamanho (mm) | Q_m (W/m ²) |
|--------------|---------------------------|
| 10 | 65.400 |
| 20 | 8.724 |
| 25 | 6.821 |
| 30 | 5.789 |
| 40 | 4.674 |

Fonte: Dados da pesquisa.

Para avaliação da influência do tamanho do tumor na distribuição superficial da temperatura, foi realizado um estudo de convergência de malha, como demonstrado para o Tamanho 1 na Tabela 5.

Tabela 5 – Teste de estudo de convergência para o Tamanho 1

| Malha | Nº de nós | T _{máx} (°C) |
|-------|-----------|-----------------------|
| 1 | 172.834 | 33,75 |
| 2 | 175.784 | 33,77 |
| 3 | 178.368 | 33,79 |
| 4 | 183.437 | 33,88 |
| 5 | 192.826 | 33,97 |
| 6 | 216.778 | 34,07 |
| 7 | 236.884 | 34,12 |
| 8 | 243.651 | 34,14 |
| 9 | 251.858 | 34,15 |

Fonte: Dados da pesquisa.

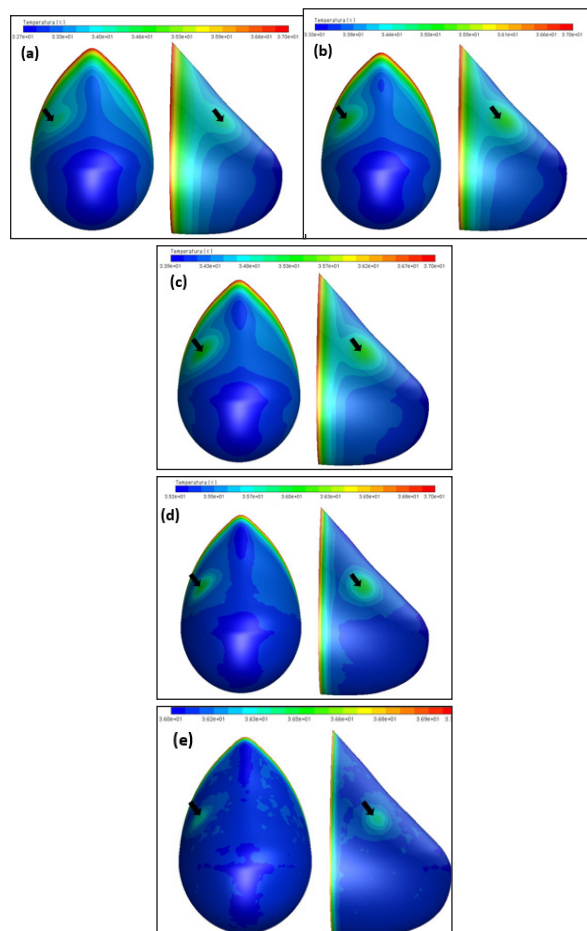
O critério de parada foi a não variação da temperatura ou uma variação menor do que 0,1 °C. As análises para os demais tamanhos foram resumidas na Tabela 6.

Na análise do Tamanho 1 (D = 10 mm), o estudo de convergência realizado avaliou nove malhas tetraédricas não estruturadas distintas. A primeira malha apresentou uma temperatura máxima na superfície da mama de 33,75 °C. Comparando a segunda malha com a anterior, a diferença de temperatura foi de 0,02 °C. A diferença da oitava para a segunda malha foi de 0,37 °C e a variação da oitava para a nona malha foi de 0,01 °C. Então, escolheu-se a oitava malha, pois o tempo de processamento foi menor.

Na Figura 12 são mostrados os resultados das simulações numéricas realizadas na análise da influência do tamanho do tumor maligno na produção do perfil de temperaturas da mama. O gráfico apresentado na Figura 13 resume os resultados da variação do tamanho do tumor. Há um aumento de aproximadamente 6,74% no valor da temperatura quando se comparam o primeiro e o quinto casos. Analisando as temperaturas máximas na superfície da mama sobre o local onde se encontra a neoplasia

maligna, fica evidente a relação entre o tamanho do tumor e tais temperaturas.

Figura 12 – Distribuição frontal e lateral da temperatura (em °C) na superfície da mama, com a seta indicando o local de T_{máx}, onde: (a) Tamanho 1, (b) Tamanho 2, (c) Tamanho 3, (d) Tamanho 4 e (e) Tamanho 5



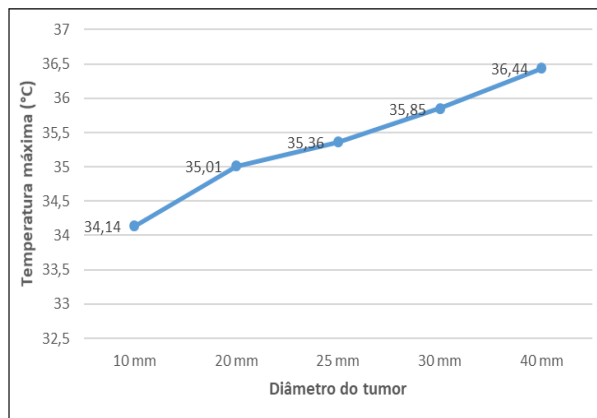
Fonte: Elaborada pelos autores.

Tabela 6 – Resumo dos testes de estudo de convergência de malha para os tamanhos avaliados

| Tamanho | Diâmetro (mm) | Nº de malhas testadas | Malha escolhida | Nº de nós da malha escolhida | T _{máx} (°C) da malha escolhida |
|---------|---------------|-----------------------|-----------------|------------------------------|--|
| 1 | 10 | 9 | 8 | 243.651 | 34,14 |
| 2 | 20 | 9 | 8 | 578.904 | 35,01 |
| 3 | 25 | 10 | 9 | 1.015.452 | 35,36 |
| 4 | 30 | 9 | 8 | 1.432.817 | 35,85 |
| 5 | 40 | 11 | 10 | 3.377.756 | 36,44 |

Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 13 – Gráfico da análise paramétrica do tamanho do tumor



Fonte: Elaborada pelos autores.

4 Conclusão

O desenvolvimento de técnicas que auxiliem no diagnóstico precoce do câncer é uma área da medicina que pode se beneficiar de métodos utilizados na engenharia. A detecção precoce do câncer de mama é importante, pois este tipo de neoplasia maligna é o que tem maior incidência sobre a população feminina mundial. Nesse contexto, ressalta-se o papel que a termografia pode ter como tecnologia adjuvante no rastreamento e no diagnóstico de anomalias mamárias.

A análise paramétrica pode contribuir para o aperfeiçoamento da avaliação e para a compreensão dos termogramas pelos profissionais de saúde. As simulações numéricas efetuadas no presente trabalho mostraram que há influência da posição e do tamanho do tumor maligno na temperatura superficial da mama. À medida que o tumor se afasta da superfície da mama ou diminui de tamanho, sua imagem térmica calculada vai desaparecendo da superfície da mama. Observa-se efeito contrário à medida que o tumor aumenta ou se aproxima da superfície da mama.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio recebido do Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE e do ambulatório de Mastologia do Hospital das Clínicas da UFPE, e ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo suporte financeiro.

REFERÊNCIAS

- ACHARYA, U. R.; NG, E. Y. K.; TAN, J.-H.; SREE, S. V. Thermography based breast cancer detection using texture features and Support Vector Machine. **Journal of Medical System**, v. 36, p. 1503-1510, 2012. DOI: 10.1007/s10916-010-9611-z.
- AGNELLI, J. P.; BARREA, A. A.; TURNER, C. V. Tumor location and parameter estimation by thermography. **Mathematical and Computer Modelling**, v. 53, n. 7-8, p. 1527-1534, 2011. DOI: 10.1016/j.mcm.2010.04.003.
- ARAÚJO, M. C.; LIMA, R. C. F.; SOUZA, R. M. C. R. Interval symbolic feature extraction for thermography breast cancer detection. **Expert Systems with Applications**, v. 41, n. 15, p. 6728-6737, 2014. DOI: 10.1016/j.eswa.2014.04.027.
- AVILA-CASTRO, I. A. *et al.* Thorax thermographic simulator for breast pathologies. **Journal of Applied Research and Technology**, v. 15, n. 2, p. 143-151, 2017. DOI: 10.1016/j.jart.2017.01.008.
- BARBOSA, A. **Câncer, direito e cidadania: como a lei pode beneficiar pacientes e familiares**. 14. ed. São Paulo: Atlas, 2012.
- BERG, W. A. *et al.* Combined Screening with Ultrasound and Mammography Compared to Mammography Alone in Women at Elevated Risk of Breast Cancer: Results of the First-Year Screen in ACRIN 6666. **JAMA – Journal of the American Medical Association**, v. 299, n. 18, p. 2151-2163, 2008. DOI: 10.1001/jama.299.18.2151.
- BEZERRA, L. A.; LIMA, R. C. F.; LYRA, P. R. M. Estimativa da condutividade térmica da mama e de tumor mamário a partir de imagens por infravermelho. *In*: ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA BIOMECÂNICA, n. 1, 2018, Águas de Lindóia. **Anais [...]**. Águas de Lindóia: Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas (ABCM), 2018. p. 1-6.
- BEZERRA, L. A. *et al.* Estimation of breast tumor thermal properties using infrared images. **Signal Processing**, v. 93, n. 10, p. 2851-2863, 2013. DOI: 10.1016/j.sigpro.2012.06.002.
- BHOWMIK, M. K. *et al.* Standardization of infrared breast thermogram acquisition protocols and abnormality analysis of breast thermograms. *In*: ZALAMEDA, J. N.; BISON, P. (eds.). **Thermosense: Thermal Infrared Applications**

XXXVIII. **Proceedings of SPIE**, v. 9861, 986115, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.2223421>.

BRASILEIRO FILHO, G. **Bogliolo – Patologia**. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.

BRITO, C.; PORTELA, M. C.; VASCONCELLOS, M. T. L. Assistência oncológica pelo SUS a mulheres com câncer de mama no Estado do Rio de Janeiro. **Revista de Saúde Pública**, v. 39, n. 6, p. 874-881, 2005. DOI: 10.1590/S0034-89102005000600002.

DENG, Z.-S.; LIU, J. Mathematical modeling of temperature mapping over skin surface and its implementation in thermal disease diagnostics. **Computers in Biology and Medicine**, v. 34, n. 6, p. 495-521, 2004. DOI: 10.1016/S0010-4825(03)00086-6.

ETEHADTAVAKOL, M.; NG, E. Y. K. Breast thermography as a potential non-contact method in the early detection of cancer: a review. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 13, n. 2, p. 1330001, 2013. DOI: 10.1142/S0219519413300019.

FERREIRA E SILVA, P.; AMORIM, M. H. C.; ZANDONADE, E.; VIANA, K. C. G. Associação entre Variáveis Sociodemográficas e Estadiamento Clínico Avançado das Neoplasias da Mama em Hospital de Referência no Estado do Espírito Santo. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 59, n. 3, p. 361-367, 2013. Disponível em: <https://rbc.inca.gov.br/revista/index.php/revista/article/view/501>. Acesso em: 7 dez. 2020.

GAUTHERIE, M. Thermopathology of breast cancer: measurement and analysis of in vivo temperature and blood flow. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 335, n. 1, p. 383-415, 1980. DOI: 10.1111/j.1749-6632.1980.tb50764.x.

GONZÁLEZ, F. J. Thermal simulation of breast tumors. **Revista Mexicana de Física**, v. 53, n. 4, p. 323-326, 2007. Disponível em: <https://rmf.smf.mx/ojs/rmf/article/view/3552/3519>. Acesso em: 7 dez. 2020.

HOSSAIN, S.; ABDELAAL, M.; MOHAMMADI, F. A. Thermogram Assessment for Tumor Parameter Estimation Considering Body Geometry. **Canadian Journal of Electrical and**

Computer Engineering, v. 39, n. 3, p. 219-234, 2016. DOI: 10.1109/CJECE.2016.2541661.

HUANG, P. *et al.* Virtual Surgery Planning of Breast Reconstruction Using Deformation Modeling and Curve Shape Approximation. *In: INTERNATIONAL SPECIAL TOPIC CONFERENCE ON INFORMATION TECHNOLOGY APPLICATIONS IN BIOMEDICINE*, 6., 2007, Tokyo. **Proceedings** [...]. Tokyo: IEEE, 2007. p. 127-130.

INCA – INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA.

Estimativa 2018: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2017.

KAC, G.; VELÁSQUEZ-MELÉNDEZ, G. A transição nutricional e a epidemiologia da obesidade na América Latina. **Cadernos de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 19, supl. 1, p. S4-S5, 2003. DOI: 10.1590/S0102-311X2003000700001.

KANDLIKAR, S. G. *et al.* Infrared imaging technology for breast cancer detection – Current status, protocols and new directions. **International Journal of Heat and Mass Transfer**, v. 108, part B, p. 2303-2320, 2017. DOI: 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2017.01.086.

KENNEDY, D. A.; LEE, T.; SEELY, D. A Comparative Review of Thermography as a Breast Cancer Screening Technique. **Integrative Cancer Therapies**, v. 8, n. 1, p. 9-16, 2009. DOI: 10.1177/1534735408326171.

KEYSERLINGK, J. R. *et al.* Infrared Imaging of the Breast: Initial Reappraisal Using High-Resolution Digital Technology in 100 Successive Cases of Stage I and II Breast Cancer. **The Breast Journal**, v. 4, n. 4, p. 245-251, 1998. DOI: 10.1046/j.1524-4741.1998.440245.x.

KOCH, M. C. *et al.* Breast volumetry using a three-dimensional surface assessment technique. **Aesthetic Plastic Surgery**, v. 35, n. 5, p. 847-855, 2011. DOI: 10.1007/s00266-011-9708-x.

MELO, J. R. F.; QUEIROZ, J. R. A.; BEZERRA, L. A.; LIMA, R. C. F. Development of a three-dimensional surrogate geometry of the breast and its use in estimating the thermal conductivities of breast tissue and breast lesions based on infrared images. **International Communications in Heat and Mass Transfer**, v. 108, p. 104279, 2019. DOI: 10.1016/j.icheatmasstransfer.2019.104279.

NG, E. Y.-K. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor.

International Journal of Thermal Sciences, v. 48, n. 5, p. 849-859, 2009. DOI: 10.1016/j.ijthermalsci.2008.06.015.

NG, E. Y.-K.; SUDHARSAN, N. M. An improved three-dimensional direct numerical modelling and thermal analysis of a female breast with tumour. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 215, n. 1, p. 25-37, 2001a. DOI: 10.1243/0954411011533508.

NG, E. Y.-K.; SUDHARSAN, N. M. Effect of blood flow, tumour and cold stress in a female breast: A novel time-accurate computer simulation. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 215, n. 4, p. 393-404, 2001b. DOI: 10.1243/0954411011535975.

OHL, I. C. B.; OHL, R. I. B.; CHAVAGLIA, S. R. R.; GOLDMAN, R. E. Public actions for control of breast cancer in Brazil: integrative review. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 69, n. 4, p. 746-755, 2016. DOI: 10.1590/0034-7167.2016690424i.

OKAJIMA, J. *et al.* Dimensionless solutions and general characteristics of bioheat transfer during thermal therapy. **Journal of Thermal Biology**, v. 34, n. 8, p. 377-384, 2009. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2009.08.001.

OLIVEIRA, M. M. **Desenvolvimento de protocolo e construção de um aparato mecânico para padronização da aquisição de imagens termográficas de mama**. 2012. 104 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2012.

OSHIRO, M. L. *et al.* Câncer de mama avançado como evento sentinela para avaliação do programa de detecção precoce do câncer de mama no Centro-Oeste do Brasil. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 60, n. 1, p. 15-23, 2014. Disponível em: <https://rbc.inca.gov.br/revista/index.php/revista/article/view/488>. Acesso em: 7 dez. 2020.

PEREA, L. M. E.; PERES, M. A.; BOING, A. F.; ANTUNES, J. L. F. Tendência de mortalidade por câncer de boca e faringe no Brasil no período 2002-2013. **Revista de Saúde Pública**, v. 52, n. 10, 2018. DOI: 10.11606/s1518-8787.2018052000251.

PINHEIRO, A. B. *et al.* Câncer de mama em mulheres jovens: análise de 12.689 casos. **Revista Brasileira de Cancerologia** (Online), v. 59, n. 3, p. 351-359, 2013. Disponível em: <https://rbc.inca.gov.br/revista/index.php/revista/article/view/500>. Acesso em: 7 dez. 2020.

QUEIROZ, K. F. F. C. **Desenvolvimento e implementação de uma ferramenta computacional de uso médico para análise de imagens termográficas**. 2016. 104 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2016.

RAMÍREZ-TORRES, A. *et al.* The role of malignant tissue on the thermal distribution of cancerous breast. **Journal of Theoretical Biology**, v. 426, p. 152-161, 2017. DOI: 10.1016/j.jtbi.2017.05.031.

SANCHES, M. A.; LUZ, C. R. F.; SIMÃO-SILVA, D. P. Transição Demográfica no Brasil e Planejamento da Parentalidade no Contexto da Bioética. **Revista Latino Americana de Geografia e Gênero**, v. 8, n. 1, p. 159-176, 2017. DOI: 10.5212/Rlagg.v8.i1.0010.

SCHMIDT, M. I.; DUNCAN, B. B.; STEVENS, A.; LUFT, V.; ISER, B. P. M.; MOURA, L.; MALTA, D. C. Doenças crônicas não transmissíveis no Brasil: mortalidade, morbidade e fatores de risco. *In*: BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. **Saúde Brasil 2009: uma análise da situação de saúde e da agenda nacional e internacional de prioridades em saúde**. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2010. p. 111-135.

SCHRAMM, J. M. A.; OLIVEIRA, A. F.; LEITE, I. C.; VALENTE, J. G.; GADELHA, A. M. J.; PORTELA, M. C.; CAMPOS, M. R. Transição epidemiológica e o estudo de carga de doença no Brasil. **Ciência & Saúde Coletiva**, v. 9, n. 4, p. 897-908, 2004. DOI: 10.1590/S1413-81232004000400011.

SILVA, J. D.; LYRA, P. R. M.; LIMA, R. C. F. Análise computacional do dano térmico no olho humano portador de um melanoma de coróide quando submetido à termoterapia transpupilar a laser. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 29, n. 1, p. 57-69, 2013. DOI: 10.4322/rbeb.2013.008.

SOLEIMANI, M.; SHIPLEY, R. J.; SMITH, N.; MITCHELL, C. N. Medical imaging and physiological modeling: linking physics and biology. **Biomedical Engineering Online**, v. 8, n. 1, 2009. DOI: 10.1186/1475-925X-8-1.

TEPPER, O. M. *et al.* Virtual 3-dimensional modeling as a valuable adjunct to aesthetic and reconstructive breast surgery. **The American Journal of Surgery**, v. 192, n. 4, p. 548-551, 2006. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2006.06.026.

VANZELLA, E.; NASCIMENTO, J. A.; SANTOS, S. R. O envelhecimento, a transição epidemiológica da população brasileira e o impacto nas hospitalizações. **Revista Eletrônica Estácio Saúde**, v. 7, n. 1, p.

65-73, 2018. Disponível em: <http://revistaadmmade.estacio.br/index.php/saudesantacatarina/article/view/3803>. Acesso em: 7 dez. 2020.

VIANA, M. J. A. **Reconstrução tridimensional da mama feminina a partir de imagens médicas por infravermelho com auxílio de geometrias substitutas**. 2016. 193 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2016.

VIANA, M. J. A. **Simulação do perfil de temperatura na mama através de geometria substituta obtida a partir de prótese mamária externa**. 2010. 118 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2010.

WISSLER, E. H. Pennes' 1948 paper revisited. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 1, p. 35-41, 1998. DOI: 10.1152/jappl.1998.85.1.35.

ZADEH, H. G. *et al.* Assessing the Potential of Thermal Imaging in Recognition of Breast Cancer. **Asian Pacific Journal of Cancer Prevention**, v. 16, n. 18, p. 8619-8623, 2015. Disponível em: http://journal.waocp.org/article_31786.html. Acesso em: 7 dez. 2020.

ZHOU, M.; CHEN, Q. Estimation of Temperature Distribution in Biological Tissue by Analytic Solutions of Pennes' Equation. *In*: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING AND INFORMATICS, 2., 2009, Tianjin. **Proceedings** [...]. Tianjin: IEEE, 2009. p. 1-4.