

ANÁLISE NUMÉRICA DA TERMOGRAFIA DINÂMICA PARA DETECÇÃO PRECOCE DO CÂNCER DE MAMA

Bernardo Vieira Damasceno, bernardo.damasceno@aluno.ufop.edu.br¹

Alisson Augusto Azevedo Figueiredo, alisson.figueiredo@ufop.edu.br¹

¹Universidade Federal de Ouro Preto, Rua Professor Paulo Magalhães Gomes, Bauxita, 35400000 - Ouro Preto, MG – Brasil,

Resumo. O objetivo do trabalho é apresentar um modelo numérico simplificado da análise de termografia dinâmica de uma mama visando a detecção precoce do tumor, além de analisar um método alternativo de estresse a frio. Um modelo 2D foi construído a partir das condições físicas de um seio, composto por uma camada de tecido glandular e um tumor, para a observação do comportamento da distribuição de calor na superfície da pele. O problema foi idealizado no software comercial COMSOL através do módulo de biotransferência de calor. A partir disso, o desempenho do método de resfriamento por compressa térmica e o gradiente de temperatura na superfície foram avaliados. Os resultados apontam para um comportamento coerente do fenômeno, uma vez que ampliar a intensidade do estresse a frio está atrelado à melhorias no contraste térmico. Analogamente, reduzir as temperaturas e a duração do resfriamento apontam para uma menor eficácia, assim como obter termografias com curto período de recuperação térmica ou períodos longos demais, uma vez que o corpo tende a atingir novamente o equilíbrio térmico com o ambiente.

Palavras chave: câncer de mama, termografia infravermelha, termografia dinâmica, análise numérica, estresse a frio.

Abstract. The objective of the work is to present a simplified numerical model of the dynamic thermography analysis of a breast aiming at the early detection of the tumor, in addition to analyzing an alternative method of cold stress. A 2D model was constructed from the physical conditions of a breast, composed of a layer of glandular tissue and a tumor, to observe the behavior of the heat distribution on the skin surface. The problem was idealized in the commercial software COMSOL through the heat transfer module. From this, the performance of the cooling pad method and the temperature gradient on the surface were evaluated. The results point to a coherent behavior of the phenomenon, since increasing the intensity of cold stress is linked to improvements in thermal contrast. Similarly, reducing temperatures and cooling time points to less efficiency, as well as obtaining thermographs with a short thermal recovery period or periods that are too long, since the body tends to achieve thermal equilibrium with the environment again.

Keywords: breast cancer, infrared thermography, dynamic thermography, numerical analysis, cold stress.

1. INTRODUÇÃO

Durante as últimas décadas o câncer tem emergido como o principal problema de saúde pública mundial. O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais incidente no mundo e o mais comum entre as mulheres. No Brasil, estimam-se 66.280 novos casos para cada ano no triênio 2020-2022, correspondendo a 29,7% dos casos femininos (INCA, 2020; SIEGEL *et al.*, 2020).

Existem inúmeras técnicas para a detecção do câncer de mama, como o autoexame, exame clínico, mamografia, ultrassonografia, ressonância magnética, termografia, entre outros. A mamografia é o método mais bem aceito e praticado mundialmente, contudo este processo expõe pacientes à radiação ionizante e pode causar desconforto por compressão na mama. É contra indicada para seios artificialmente implantados ou de maior densidade, presentes principalmente entre mulheres jovens com idade inferior a 40 anos (BEZERRA *et al.*, 2013; GONZALEZ-HERNANDEZ *et al.*, 2019).

Diante disso, a termografia infravermelha ganha espaço como uma técnica adjunta de triagem para a detecção precoce do câncer de mama, sendo uma técnica não invasiva, que não emite radiação ionizante, com rápido diagnóstico, econômica e não ocasiona dor nem toque à paciente. Por meio de uma câmera infravermelha, a termografia é capaz de quantificar a temperatura na superfície da pele de um corpo através da emissão de radiação do corpo humano. O sangue é o principal responsável pela troca de calor metabólico no organismo, portanto, o ganho de temperatura superficial pode representar um indicativo de hipertermia causada pela presença de um tumor, visto que este induz o fenômeno de angiogênese (formação de novos vasos sanguíneos) e células cancerígenas possuem maior taxa metabólica, ocasionando aumento no fluxo sanguíneo (NG *et al.*, 2005; KOAY *et al.*, 2004).

Lawson (1956) foi pioneiro em associar a variação na temperatura da superfície externa da pele com a detecção de câncer de mama. Nos anos seguintes, Lawson e Chughtai (1963) utilizaram câmeras infravermelhas para avaliar o aquecimento na superfície da pele acima da localização do tumor, o que corresponde a uma variação da temperatura da pele na mesma região da mama oposta saudável. Referente a isto, Gautherie (1983) apontou sobre a existência de uma relação simétrica na distribuição de temperatura da superfície de ambas as mamas saudáveis, podendo observá-la ao longo do tempo através de diferentes momentos no dia ou em períodos do ciclo menstrual, por exemplo. Consequentemente, alterações fisiológicas, como doenças, podem acarretar em assimetrias e mudanças na distribuição de calor. Na presença de tumor, isso ocorre através do aumento da produção de óxido nítrico (NO), da angiogênese e do incremento no fluxo sanguíneo onde as células do câncer estão localizadas (THOMSEN *et al.*, 1995; ZICHE *et al.*, 1994), implicando em um gradiente térmico visível por termografia (BEZERRA *et al.*, 2013).

Ng *et al.* (2005) afirmaram que a termografia tem o potencial de detectar o câncer de mama precocemente com dez anos de antecedência em relação aos métodos tradicionais. Além disso, a análise computacional de imagens infravermelhas também permite uma melhor distinção de lesões suspeitas, malignas ou benignas (PARISKY *et al.*, 2003). Em estudos mais recentes, Pavithra *et al.* (2018) publicaram que a termografia, como método único, apresenta 83% de sensibilidade, já combinada com mamogramas o valor sobe para 95%, contudo estes valores também incluem altas taxas de falso-positivos e falso-negativos, mas ainda assim têm potencial de maior assertividade com o avanço de métodos mais sofisticados.

Então, a termografia dinâmica é introduzida para agregar a confiabilidade de diagnósticos. Consiste na captura sequencial de termogramas após a aplicação e remoção de um estresse externo com o intuito de analisar a resposta térmica da mama, observando períodos de resfriamento e de recuperação térmica. A termografia dinâmica se baseia na premissa de que um estresse a frio é capaz de aumentar o contraste térmico entre o tecido com tumor e o saudável, visto que há uma redução na temperatura geral do seio, ampliando a detectabilidade de um câncer de mama (GONZALEZ-HERNANDEZ *et al.*, 2019). É válido dizer também que o cenário de aplicações deste método tem crescido cada vez mais, como na utilização das imagens na reconstrução de mamas (THIESSEN *et al.*, 2020).

É possível observar que alguns autores fomentam o estudo da termografia com argumentos mais críticos e novas abordagens acerca do assunto. Neal *et al.* (2018) apontam para uma ineficácia do método, baixa especificidade e sensibilidade. *International Academy of Clinical Thermology* (2002) discute sobre a dificuldade de aplicação das técnicas de resfriamento (aplicação de fluxo de ar e álcool) e a resposta fisiológica ao estresse. Amalu (2004) criticaram o procedimento de estresse a frio não local (*cold challenge*) devido à falta de evidências o suficiente para incentivar este procedimento, visto que não foram observados benefícios significativos.

Neste trabalho, será realizada uma análise simplificada sobre a distribuição de temperatura na superfície de uma mama durante um procedimento de estresse a frio. O fenômeno será observado em um modelo 2D semelhante às condições físicas de uma mama real. Portanto, o objetivo principal é observar, ao longo do tempo, a simulação das etapas de um exame de termografia dinâmica, no qual o estresse a frio é atingido por meio de um objeto semelhante às compressas térmicas disponíveis no mercado. O modelo computacional é desenvolvido com a utilização do software comercial COMSOL Multiphysics, considerando a resposta térmica da superfície da pele mediante à variação de parâmetros e propriedades termofísicas. A partir disso, é de interesse do grupo verificar resultados relevantes que corroborem para o desenvolvimento de condições reais de aplicação dos testes.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Modelos matemático e físico

Neste estudo, a transferência de calor na mama é modelada em um domínio bidimensional simplificado das condições físicas de um seio, como observado na Fig. 1a. A mama é composta apenas pela camada de tecido glandular saudável, dado que este foi considerado como composição predominante da glândula mamária. A camada apresentada é assumida como um meio homogêneo e as respectivas propriedades termofísicas são apresentadas na Tab. 1. O tumor circular, com diâmetro inicial de $d = 8$ mm, é posicionado no interior da região composta pela glândula mamária, destacado pela Fig. 1b. A simulação apresentada é referente à presença de um único tumor.

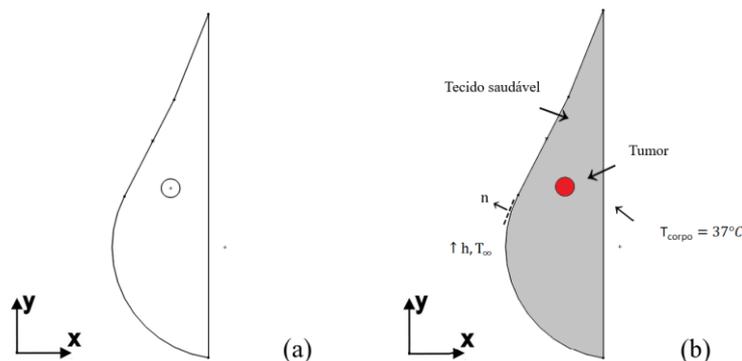


Figura 1. Modelo simplificado das condições físicas de um seio: (a) vista 2D, (b) condições de contorno

Tabela 1. Propriedades termofísicas dos tecidos biológicos (BEZERRA *et al.*, 2013; BEZERRA *et al.*, 2019; FIGUEIREDO *et al.*, 2020)

Tecido	Calor específico, Cp [J/(kgK)]	Massa específica, ρ [kg/m³]	Condutividade Térmica, K [W/(mK)]	Perfusão sanguínea, ω [s⁻¹]	Calor metabólico, Q [W/m³]
Glandular	3000	1080	0,467	0,000177	450
Tumor	3500	1080	0,614	0,00915	25848
Sangue	3770	1060	-	-	-

Diante disso, a transferência de calor transiente em tecido biológico pode ser descrita por uma combinação de parâmetros como a condutividade térmica, perfusão sanguínea e geração de calor metabólico. Então, o problema pode ser modelado através da equação proposta por Pennes (1948), como descrito a seguir na Eq. (1)

$$k_i \frac{\partial^2 T_i}{\partial x^2} + k_i \frac{\partial^2 T_i}{\partial y^2} + \rho_b c_b \omega_{b,i} (T_b - T_i) + Q_i = \rho_i c_i \frac{\partial T}{\partial t} \quad (1)$$

onde i refere-se à composição do domínio, sendo tecido glandular saudável ($i = 1$) e tumor ($i = 2$). Os valores de k_i , T_i , ρ_i , c_i , $\omega_{b,i}$ e Q_i , representam a condutividade térmica, temperatura, taxa de perfusão sanguínea e calor metabólico gerado, nesta ordem e para cada variação de tecido. Os termos ρ_b , c_b e T_b se referem à massa específica, calor específico e a temperatura arterial do corpo, respectivamente.

Portanto, para a Eq. 1 são dadas as condições ilustradas na Fig. 1b. A temperatura corporal é definida na parte posterior do tecido saudável como valor constante de $T_{\text{corpo}} = 37^\circ\text{C}$, a geração de calor pelo tumor é dada no interior e a condição de convecção térmica se dá na região anterior, ou seja, ao longo da superfície da pele, especificada pela Eq. 2, onde é definida como convecção natural, sendo h o coeficiente de convecção térmica equivalente a $10 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$, T_∞ a temperatura do consultório, correspondente a 24°C e q'' o fluxo de calor.

$$q'' = h[T(x,y)]_{\text{superfície da pele}} - T_\infty \quad (2)$$

O modelo de transferência de calor e as condições de contorno expostas é resolvido pelo software comercial COMSOL Multiphysics, através da implementação de parâmetros e propriedades termofísicas pelo módulo de biotransferência de calor. Após um breve estudo da convergência de malha foi definida a presença de 5969 elementos triangulares e 3137 vértices (Fig. 2), sendo uma estimativa coerente com a análise proposta para a simulação, tendo em vista a simplicidade dos modelos e a complexidade do problema.



Figura 2. Malha numérica do modelo 2D de mama com tumor

2.2. Metodologia

A modelagem do problema é inspirada na execução real de termografia dinâmica para a detecção precoce do câncer de mama. Este estudo consiste em três etapas bem definidas: estacionária, resfriamento e recuperação térmica, desenvolvidas de acordo com módulos de biotransferência de calor em regimes estacionário e transiente. Os resultados obtidos serão comparados entre simulações de mama com e sem tumor.

As condições do ambiente e da paciente são previamente definidas por protocolos, os quais visam a padronização de procedimentos e a redução na subjetividade dos resultados. Dessa forma, seguem orientações a priori da consulta médica tais como evitar exposição ao sol, aplicação de produtos cosméticos na pele, ingestão de álcool e grandes refeições, fumar, roupas justas, entre outros. Além disso, imediatamente antes ao exame, é instruído que a paciente remova peças de roupas necessárias, evite cruzar braços e pernas e permaneça 15 minutos em local adequado para atingir estabilidade térmica com o ambiente. Para as condições do local, são recomendadas espaço suficiente para manter a temperatura homogênea, temperaturas entre 18°C a 25°C afim de evitar calafrios e transpiração, fluxo de ar de ventiladores e ar-condicionado não direcionados à paciente, além de minimizar fontes de radiação infravermelha, como o sol (NG, 2009). Por outro lado, alguns destes dados foram adaptados para a utilização em hospitais públicos da região Nordeste brasileira, os quais recomendam um consultório de 3x4 m², temperaturas entre 24°C a 28°C e 54% a 70% de umidade relativa do ar (BEZERRA *et al.*, 2013).

Assim, assumindo as orientações mais próximas à nossa realidade temos três situações (Fig.3). Em todas elas, são considerados temperatura interna do corpo igual a 37°C, temperatura do consultório igual a 24°C e geração de calor constante pelo tumor. No primeiro momento, a análise é de caráter estacionário com exposição à convecção do ar ambiente ($h_{ar} = 10 \text{ (W/m}^2\text{K)}$), visto que corresponde ao período pós aclimatação da paciente no qual encontra-se em equilíbrio térmico, fornecendo a base de dados para as etapas seguintes. O próximo período é referente à análise transiente do resfriamento, no qual a convecção é substituída por uma condição de temperatura constante em toda superfície da mama, simulando a aplicação de uma compressa de gel a uma temperatura constante, variando a temperatura em 5, 10 e 15°C, ao longo de intervalos de 60 e 120 segundos (AMRI *et al.*, 2016). Por fim, a última avaliação também é transiente e parte do momento imediatamente após a retirada do estresse a frio, expondo a superfície para a convecção do ar novamente. Com isso, será avaliada a recuperação térmica da mama durante um período de 2700 segundos com o intuito de ressaltar termicamente regiões com lesões suspeitas.

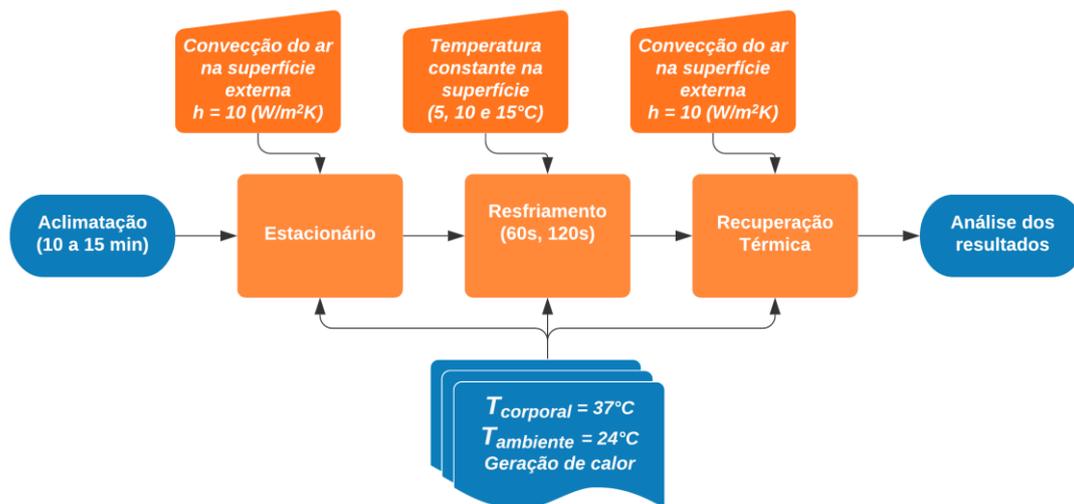


Figura 3. Fluxograma da metodologia utilizada para a obtenção de contraste térmico

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

3.1. Resultados

Neste trabalho, o comportamento da distribuição de temperatura na superfície da mama é analisado ao longo de três etapas: estacionária, resfriamento e recuperação térmica. Assim, foram obtidos resultados através da utilização de propriedades termofísicas estimadas de uma paciente de 49 anos diagnosticada por exames clínicos, ultrassonografia e mamografia. A paciente apresenta simetria entre os seios e predominância de tecido glandular em relação ao adiposo. As características do nódulo sólido foram aproximadas para uma circunferência de $d=8$ mm e posicionado nas coordenadas $x = -26$ mm, $y = 90$ mm (BEZERRA *et al.*, 2019). Primeiramente, é apresentado a distribuição de temperatura, em regime estacionário, no interior da mama saudável (Fig. 4a) e com tumor (Fig. 4b), em seguida a distribuição na superfície saudável (Fig. 5a), com tumor (Fig. 5b) e o comparativo em mesmas escalas (Fig. 5c), ambos referentes a um resfriamento a 5°C durante 60s.

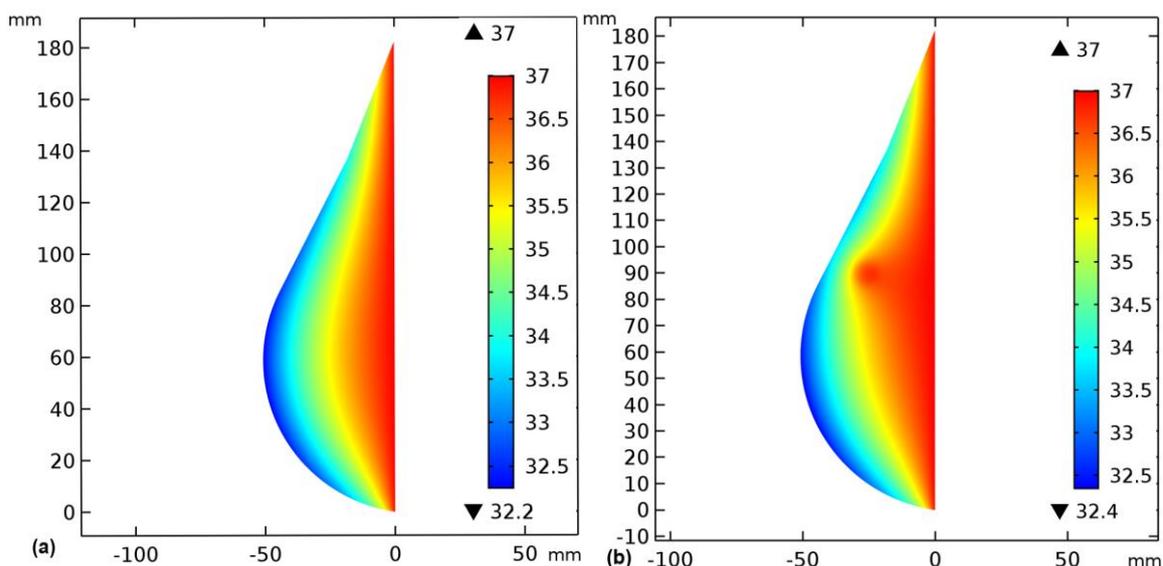


Figura 4. Distribuição de temperatura no interior da mama em regime estacionário ($^{\circ}\text{C}$): (a) saudável, (b) com tumor

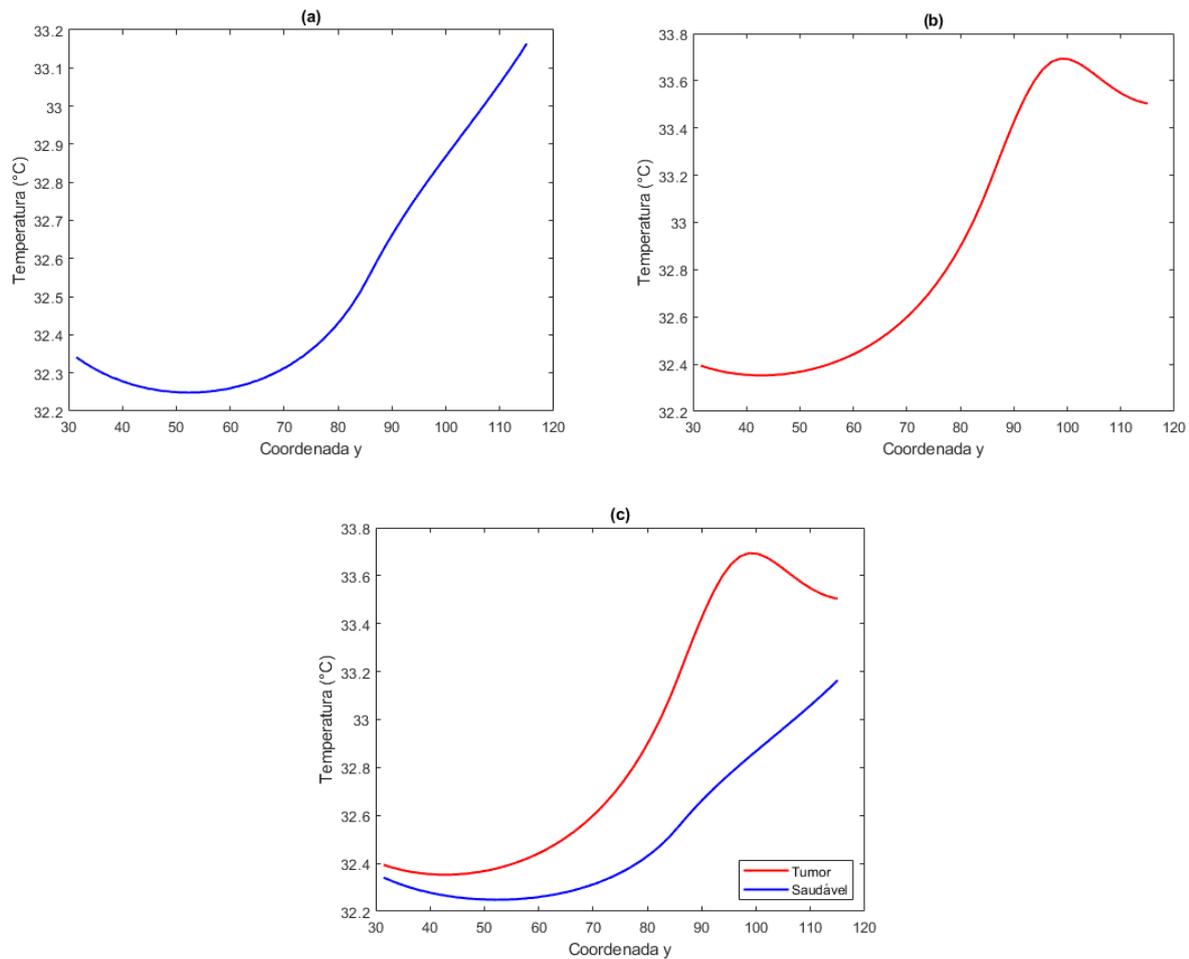


Figura 5. Distribuição de temperatura na superfície da mama em regime estacionário: (a) saudável, (b) com tumor, (c) comparativo

Observando as Fig. 4b e 5b é possível identificar uma perturbação térmica ressaltada por contornos mais acentuados e picos de temperatura próximos a $y = 90$ mm, em relação à face simétrica e oposta referida como a mama saudável nas Fig. 4a e 5a. A partir disso, pode-se inferir que a localização citada está associada à presença de uma geração de calor constante, visto que esta região coincide com o posicionamento do tumor na simulação. Portanto, com base na distribuição saudável da temperatura, são observadas anomalias nos gradientes de temperatura, os quais podem ser associados à hipótese da presença de uma lesão com maior taxa metabólica, a qual corresponde com as características do nódulo diagnosticado do objeto de estudo. Para a Fig. 5c temos um comparativo dos gráficos, em mesma escala, evidenciando os aspectos abordados. Em seguida, a análise transiente foi pautada na comparação dos gradientes de temperatura na mama com tumor e na saudável. Com o objetivo de ressaltar os pontos de maior contraste térmico foram subtraídos os vetores de temperatura da mama com o tumor pelos vetores da mama saudável, obtendo-se a variação de temperatura em regime estacionário (Fig. 6a) e as variações de temperatura em regime transiente (Fig. 6b).

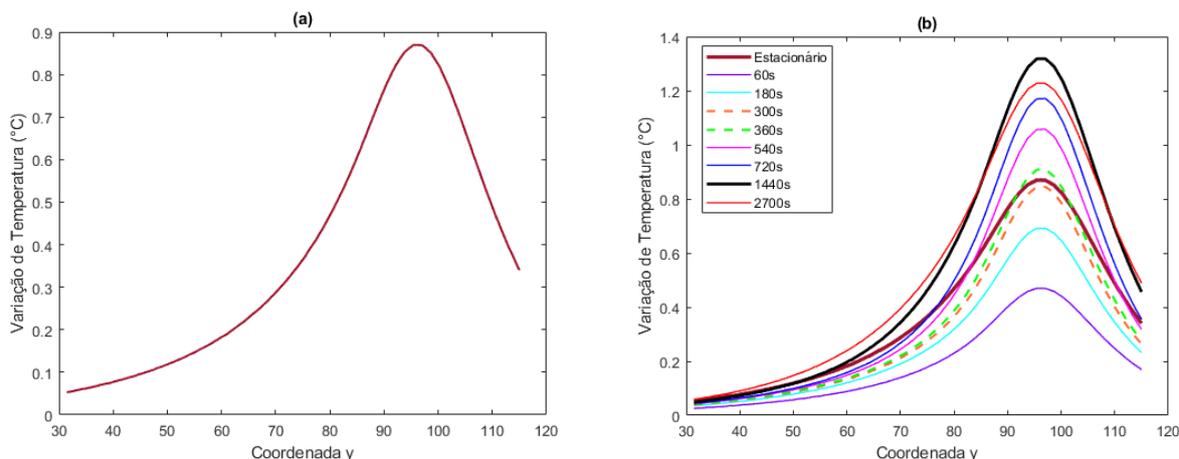


Figura 6. Variação de temperatura: (a) regime estacionário, (b) regime transiente

A Fig. 6a é obtida como parâmetro de controle, uma vez que é representativa das variações de temperatura obtidas no momento de equilíbrio térmico, ou seja, considerando um exame sem a aplicação de estresse a frio (termografia estacionária). Já a Fig. 6b é uma síntese dos principais tempos obtidos que permitem acompanhar a evolução do quadro de recuperação térmica da paciente. Assim, o gráfico referente à Fig. 6a foi posicionado em mesma escala para fornecer termos comparativos, uma vez que as curvas de variação posicionadas acima representam os instantes em que o resfriamento é bem sucedido e os pontos abaixo apresentam os tempos em que a termografia dinâmica possui seu desempenho inferior ao método estacionário. Então, até aproximadamente 300s de recuperação térmica após o estresse a frio, nestas condições de 5°C e 60s de resfriamento, o método possui sua eficácia prejudicada com resultados de variação de temperatura inferiores aos obtidos anteriormente. Já após 360s de recuperação térmica são obtidos resultados superiores a cada tempo seguinte. Este cenário se repete até o pico de 1440s, período em que houve o máximo de eficiência do procedimento e, logo após este instante, a eficácia do procedimento começa uma redução gradual, como exibido em 2700s. Em 24 min de espera após a retirada do resfriamento é possível obter uma variação de temperatura de 1,318°C, equivalente a 51,49% de melhoria em relação à termografia estacionária.

Após a conclusão da primeira análise, os parâmetros de temperatura e tempo de resfriamento foram alterados. Foram realizadas as seguintes simulações: resfriamento a 5°C por 120s; 10°C por 60s; 15°C por 60s, todas observadas durante o período de 45 minutos. Portanto, foram obtidos os gráficos com os pontos de máxima variação de temperatura em cada instante em função da variação de temperatura (Fig. 7a) e em relação ao ganho percentual (Fig. 7b). Para a Fig. 7b, os valores em porcentagem foram obtidos através da Eq. (3)

$$\max_{t,\%} = [(\max_t - \max_{\text{estacionário}}) / \max_{\text{estacionário}}] \times 100 \quad (3)$$

onde t é instante e $\max_{t,\%}$, \max_t e $\max_{\text{estacionário}}$ são os valores máximos de variação de temperatura em porcentagem para um instante t , o valor máximo para um instante t e a máxima variação de temperatura na curva estacionária, respectivamente.

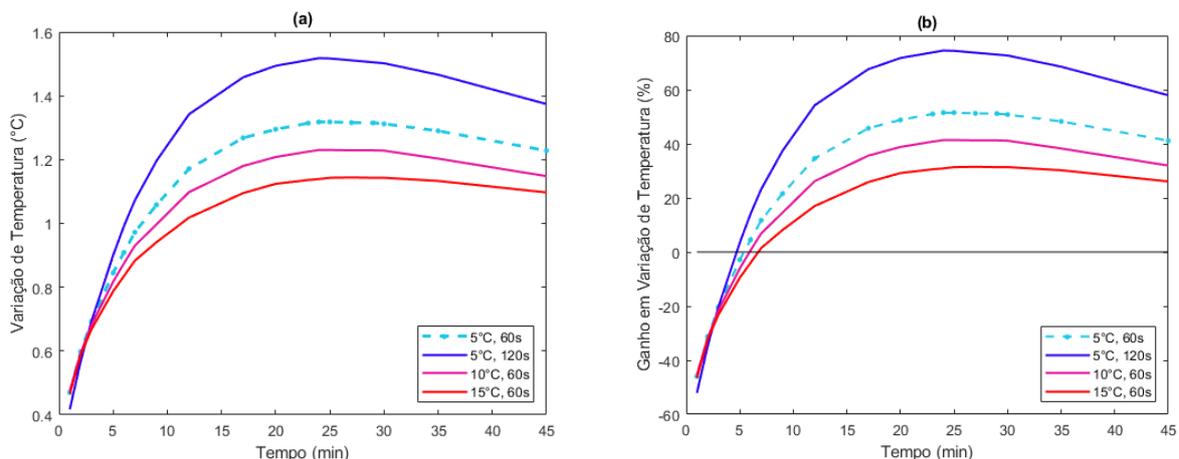


Figura 7. Variando duração e temperaturas de resfriamento: (a) variação de temperatura, (b) ganho percentual

De maneira geral, em ambas figuras 7a e 7b é possível observar que, dada uma mesma temperatura, com o aumento do tempo de resfriamento os resultados tendem a ganhar uma melhoria no desempenho, visto que o contraste térmico é intensificado. Para o resfriamento a 5°C durante 120s, no mesmo instante de 24 min, foi atingido a variação de 1,518°C equivalente a um ganho de 74,48%. Observando os resfriamentos de 10°C e 15°C com duração de 60s é possível notar a perda gradativa de desempenho. Isso se dá devido ao aumento da temperatura de resfriamento, acarretando em um estresse a frio cada vez menos intenso, logo uma redução no contraste térmico obtido. Para estes casos, no instante de 24 min foram obtidos os valores de: 1,230°C equivalente a 41,38% e 1,139°C equivalente a 30,92%, respectivamente.

A Fig. 7b apresenta uma particularidade por exibir o eixo em $y = 0$, visto que este ressalta ganhos percentuais negativos em tempos inferiores a aproximadamente 7 min. Este cenário se dá justamente pela necessidade de aguardar o desenvolvimento da recuperação térmica, como exibido pelos exemplos anteriores, reforçando o fato de que é importante uma análise prévia para atingir a máxima eficiência do método. Vale ressaltar também que após 24 min de recuperação os ganhos tornam-se cada vez mais modestos e tendem a estabilizar. A análise apresentada é direcionada para a observação de 45 min, contudo é uma tendência natural que as curvas percam variação de temperatura ao longo do tempo, uma vez que, dadas as mesmas condições de contorno do estado inicial, o corpo humano retornará ao equilíbrio térmico com o ambiente. A Tab. 2 reúne os valores discutidos acima.

Tabela 2. Resultados das análises

Estudo	Variação de Temperatura, [°C]	Ganho em Variação de Temperatura
5°C, 60s	1,318	51,49%
5°C, 120s	1,518	74,48%
10°C, 60s	1,230	41,38%
15°C, 60s	1,139	30,92%

4. CONCLUSÕES

O estudo sobre a termografia dinâmica tem o intuito de fomentar as discussões científicas em busca de melhorias das técnicas atuais da medicina e aprimoramento do método adjunto de detecção. Motivados sobre os resultados promissores da termografia transiente uma modelagem numérica 2D de uma mama com tumor foi construída através do software comercial COMSOL, sendo composta por uma camada de tecido glandular e um tumor com $d = 8$ mm. Com isso, após diferentes análises com a variação de temperatura e tempos de resfriamento foi possível obter dados coerentes e que suportam a premissa da pesquisa.

Por meio da análise estacionária do problema, foi constatado que a simulação com tumor apresentava perturbações na distribuição de temperatura nas mesmas coordenadas em que o tumor havia sido inserido. Além disso, as características desta anomalia coincidiam com a descrição de um tumor, sendo uma lesão com maior taxa metabólica e geração de calor constante. Isso pode ser observado uma vez que a variante saudável do problema foi utilizada como controle, uma vez que a paciente na qual baseamos a simulação possuía simetria entre as distribuições de temperatura das mamas.

Em relação à análise transiente, os gráficos apontados foram obtidos através da subtração de vetores para a construção de curvas de variação de temperatura. Com isso, utilizando a variação de temperatura em regime estacionário como referencial foi possível analisar os principais tempos da recuperação térmica após o resfriamento. De maneira geral, para o estudo de 5°C e 60s de resfriamento, a aplicação do método de termografia dinâmica só tem validade a partir de 360s de recuperação térmica, ou seja, obter imagens infravermelho durante o intervalo de 360s não trará contraste térmico o suficiente ou até mesmo apresentará resultados inferiores do que uma possível análise sem resfriamento. A partir disso, é exibido que os ganhos em potencial do exame são obtidos gradativamente com a recuperação até um marco de 1440s, sendo este o pico do contraste térmico, trazendo uma melhoria de 51,49% em relação ao método tradicional. Esta melhoria é correspondente a uma variação de 1,318°C, a qual seria facilmente detectada por câmeras infravermelhas de menor custo disponíveis no mercado. Sendo este fator um grande atrativo para a aplicações de baixo custo da termografia dinâmica em consultórios brasileiros.

De maneira complementar, outros estudos foram realizados com a variação de parâmetros. Diante disso, é coerente afirmar que a intensificação do estresse a frio é capaz de ampliar os ganhos de contraste térmico durante uma termografia dinâmica. Uma vez que com a ampliação do período de resfriamento, a uma mesma temperatura, é possível obter resultados muito mais significativos como no caso de 5°C por 120s com um ganho de 74,48%. Por outro lado, reduzir a temperatura de resfriamento indica uma perda na eficácia do procedimento, já que aumentando a temperatura da compressa térmica para 10°C e 15°C foi o suficiente para resumir os ganhos em 41,38% e 30,92%. É importante ressaltar também que atingir a máxima eficiência no processo consiste numa combinação de temperaturas, tempo de resfriamento e duração da recuperação térmica, tendo em vista que obter imagens termográficas no momento incorreto pode resultar em perdas significativas na resolução do exame, tanto para termogramas precoces ou tardios, uma vez que com o passar do tempo o corpo tende a atingir o equilíbrio térmico novamente, retornando ao estado inicial.

Em síntese, os resultados são extremamente coerentes com a realidade e representam argumentos sólidos para a termografia dinâmica. Apesar de todas as simulações e cálculos a decisão das temperaturas e do tempo utilizados ainda são parâmetros muito subjetivos para cada caso e paciente. Cada pessoa tolera estresses a frio com intensidades diferentes, o que exige da equipe médica a escolha correta das variáveis. Contudo, é interessante o conhecimento acerca do fenômeno, uma vez que permite previsões e orientações para a execução do exame de forma eficiente e otimizada, respeitando o conforto térmico do paciente ao passo que objetiva resfriamentos coerentes com as necessidades dos equipamentos disponíveis no consultório. Vale ressaltar também que o estudo realizado é baseado nas propriedades termofísicas de uma paciente de 49 anos com uma mama definida como densa. Ou seja, os resultados obtidos tem aplicabilidade em pacientes com o tecido mamário mais similar com a de mulheres mais jovens, o que é de grande interesse e já demonstra uma possibilidade de ampliar a faixa etária de detecção do câncer. Por outro lado, mamas menos densas e com maior concentração de tecido adiposo apresentam capacidades diferentes de transferência de calor reduzindo a percepção das distribuições de temperatura na superfície (AMRI *et al.*, 2016), o que exige estudos mais abrangentes com novos resultados.

Por fim, ainda que este estudo contribua para a redução de diagnósticos equivocados é importante mencionar que serão realizadas novas simulações. Modelagens mais complexas, envolvendo mais camadas de tecidos e maior variedade de propriedades termofísicas e densidades de mamas mais abrangentes. O objetivo é consolidar um embasamento teórico cada vez mais refinado para a confirmação dos dados apresentados.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMALU, W.C.. Nondestructive testing of the human breast: the validity of dynamic stress testing in medical infrared breast imaging. The 26th Annual International Conference of The IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, [S.L.], 2004. IEEE.
- AMRI, Amina; PULKO, Susan Helen; WILKINSON, Anthony James. Potentialities of steady-state and transient thermography in breast tumour depth detection: a numerical study. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, [S.L.], v. 123, p. 68-80, jan. 2016.
- 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*, [S.L.], v. 93, n. 10, p. 2851-2863, out. 2013. Elsevier BV.
- BEZERRA, L.A.; RIBEIRO, R.R.; LYRA, P.R.M.; LIMA, R.C.F.. An empirical correlation to estimate thermal properties of the breast and of the breast nodule using thermographic images and optimization techniques. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, [S.L.], v. 149, p. 119215, mar. 2020. Elsevier BV.
- FIGUEIREDO, Alisson A.A.; FERNANDES, Henrique C.; MALHEIROS, Fernando C.; GUIMARAES, Gilmar. Influence analysis of thermophysical properties on temperature profiles on the breast skin surface. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, [S.L.], v. 111, p. 104453, fev. 2020. Elsevier BV.
- GAUTHERIE, Michel. Thermobiological assessment of benign and malignant breast diseases. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, [S.L.], v. 147, n. 8, p. 861-869, dez. 1983. Elsevier BV. Elsevier BV.
- GONZALEZ-HERNANDEZ, Jose-Luis; RECINELLA, Alyssa N.; KANDLIKAR, Satish G.; DABYDEEN, Donnette; MEDEIROS, Lori; PHATAK, Pradyumna. Technology, application and potential of dynamic breast thermography

- for the detection of breast cancer. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, [S.L.], v. 131, p. 558-573, mar. 2019. Elsevier BV.
- INCA. Estimativa 2020 Incidência de Câncer no Brasil. [S.L.: s.n.], 2019.
- INTERNATIONAL ACADEMY OF CLINICAL THERMOLOGY. Considerations in the Applications of Various Cooling Methods During Breast Thermography Stress Studies. 2002. Disponível em: <http://www.iact-org.org/articles/articles-considerations.html>. Acesso em: 30 nov. 2020.
- KOAY, J.; HERRY, C.; FRIZE, M.. Analysis of breast thermography with an artificial neural network. *The 26th Annual International Conference of The IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, [S.L.], 2004. IEEE.
- LAWSON, R. Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer. *Canadian Medical Association Journal*, Canadian Medical Association, v. 75, n. 4, p. 309-310, 1956
- LAWSON, R. N.; CHUGHTAI, M. Breast cancer and body temperature. *Canadian Medical Association Journal*, Canadian Medical Association, v. 88, n. 2, p. 68-70, 1963
- NEAL, Colleen H.; FLYNT, Kelsey A.; JEFFRIES, Deborah O.; HELVIE, Mark A.. Breast Imaging Outcomes following Abnormal Thermography. *Academic Radiology*, [S.L.], v. 25, n. 3, p. 273-278, mar. 2018. Elsevier BV.
- NG, E.y.-K.. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. *International Journal of Thermal Sciences*, [S.L.], v. 48, n. 5, p. 849-859, maio 2009. Elsevier BV.
- NG, E.y.K.; KEE, E.C.; ACHARYA, U.R.. Advanced Technique in Breast Thermography Analysis. 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, [S.L.], 2005. IEEE.
- PARISKY, Y. R.; SARDI, A.; HAMM, R.; HUGHES, K.; ESSERMAN, L.; RUST, S.; CALLAHAN, K.. Efficacy of Computerized Infrared Imaging Analysis to Evaluate Mammographically Suspicious Lesions. *American Journal of Roentgenology*, [S.L.], v. 180, n. 1, p. 263-269, jan. 2003. American Roentgen Ray Society.
- PAVITHRA, Pavithra Pr; RAVICHANDRAN, Ravichandran Ks; SEKAR, Sekar Kr; MANIKANDAN, Manikandan R. The Effect of Thermography on Breast Cancer Detection-A Survey. *Systematic Reviews in Pharmacy*, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 10-16, 31 jul. 2018.
- PENNES, Harry H.. Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm. *Journal of Applied Physiology*, [S.L.], v. 1, n. 2, p. 93-122, ago. 1948. American Physiological Society.
- SIEGEL, Rebecca L.; MILLER, Kimberly D.; JEMAL, Ahmedin. Cancer statistics, 2020. *Ca: A Cancer Journal for Clinicians*, [S.L.], v. 70, n. 1, p. 7-30, jan. 2020. Wiley.
- THIESSEN, Filip E.F. et al. Dynamic Infrared Thermography (DIRT) in DIEP flap breast reconstruction: a clinical study with a standardized measurement setup. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, [S.L.], v. 252, p. 166-173, set. 2020. Elsevier BV.
- THOMSEN, LI; MILES, Dw; HAPPERFIELD, L; BOBROW, Lg; KNOWLES, Rg; MONCADA, S. Nitric oxide synthase activity in human breast cancer. *British Journal of Cancer*, [S.L.], v. 72, n. 1, p. 41-44, jul. 1995. Springer Science and Business Media LLC.
- ZICHE, M; MORBIDELLI, L; MASINI, E; AMERINI, S; GRANGER, H J; A MAGGI, C; GEPPEPPI, P; LEDDA, F. Nitric oxide mediates angiogenesis in vivo and endothelial cell growth and migration in vitro promoted by substance P. *Journal of Clinical Investigation*, [S.L.], v. 94, n. 5, p. 2036-2044, 1 nov. 1994. American Society for Clinical Investigation.

6. AGRADECIMENTOS

À agência financiadora CNPq, à Universidade Federal de Ouro Preto e todos aqueles que apoiaram o estudo de alguma maneira.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.