

ESTUDO NUMÉRICO COMPARATIVO ENTRE DIFERENTES PROCEDIMENTOS DE HIPOTERMIA PARA OTIMIZAR O CONTRASTE TÉRMICO NA DETECÇÃO PRECOCE DE TUMORES MAMÁRIOS POR TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA

André de Oliveira Lacerda, andralacerda@aluno.uema.br¹
Lucas Emanuel Nascimento Brandão, lucasbrandao@aluno.uema.br¹
Alisson Augusto Azevedo Figueiredo, alissonfigueiredo@professor.uema.br¹

¹Universidade Estadual do Maranhão - UEMA

Resumo. O principal exame para diagnosticar precocemente um câncer de mama é a mamografia, entretanto, o método possui certas limitações. Visando uma detecção precoce e não invasiva do câncer, utiliza-se técnicas como a termografia infravermelha. Este trabalho se propõe a analisar numericamente a influência de métodos distintos de resfriamento nos resultados da termografia infravermelha, utilizando o tratamento térmico de hipotermia em tecidos mamários através do software comercial COMSOL Multiphysics. Inicialmente modelou-se uma geometria 2D da mama, conforme o modelo anatômico real do tecido, estando presente regiões de tecidos saudáveis e tumorais no modelo térmico. Idealizou-se as condições de contorno conservadas de acordo com um modelo real, com a adição de uma convecção natural na superfície externa, enquanto a superfície interna apresenta uma temperatura normalmente constante equivalente à temperatura interna do corpo. O primeiro estudo considerou uma temperatura constante na superfície para provocar o resfriamento da mama, representando a utilização de uma bolsa de gel. O segundo estudo alterou a condição de contorno na superfície externa para uma convecção forçada de ar, representando um jato ou um spray utilizado para o resfriamento. Dessa forma, analisou-se o perfil de temperatura da mama, observando a variação em um ponto central na superfície externa imediatamente acima do tumor. Comparando com um modelo de mama saudável, obtém-se o contraste térmico equivalente para cada estudo. Os resultados obtidos constataram uma maior eficiência do resfriamento à temperatura constante para as circunstâncias adotadas.

Palavras-chave: termografia infravermelha, simulação numérica, câncer de mama, contraste térmico, hipotermia.

Abstract. The main test for early diagnosis of breast cancer is mammography, however, the method has certain limitations. Aiming at an early and non-invasive detection of cancer, techniques such as infrared thermography are used. This work proposes to numerically analyze the influence of different cooling methods on the results of infrared thermography, using the thermal treatment of hypothermia in breast tissues through the commercial software COMSOL Multiphysics. Initially, a 2D geometry of the breast was modeled, according to the real anatomical model of the tissue, with regions of healthy and tumor tissues present in the thermal model. The boundary conditions conserved according to a real model were idealized, with the addition of a natural convection on the external surface, while the internal surface presents a normally constant temperature equivalent to the internal temperature of the body. The first study considered a constant surface temperature to cool the breast, representing the use of a gel bag. The second study changed the boundary condition on the outer surface to forced air convection, representing a jet or spray used for cooling. Thus, the temperature profile of the breast was analyzed, observing the variation in a central point on the external surface immediately above the tumor. Comparing with a healthy breast model, the equivalent thermal contrast is obtained for each study. The obtained results showed a greater cooling efficiency at constant temperature for the adopted circumstances.

Keywords: infrared thermography, numerical simulation, breast cancer, thermal contrast, hypothermia.

1. INTRODUÇÃO

O câncer de mama é o tipo mais comum em mulheres no mundo, liderando as causas de morte em diversos países. No Brasil, estima-se 73.610 novos casos para cada ano do triênio 2023-2025 (INCA, 2022). O câncer consiste

essencialmente na presença de células distintas que crescem desordenadamente, a divisão delas provoca a formação de tumores (Instituto Nacional de Câncer, 2020), os quais podem ser malignos ou benignos. Portanto, devido ao progresso rápido da doença, diagnósticos precoces são essenciais para o tratamento e redução do risco de falecimento do paciente.

Nas últimas décadas, desenvolveram-se uma variedade de métodos de detecção do câncer de mama, como a mamografia, a ultrassonografia, ressonância magnética, entre outros. Uma das técnicas mais proeminentes é a termografia infravermelha, a qual se utiliza de mecanismos de transferência de calor, baseada na emissividade constante da pele humana de 0,98 e na medição de radiação infravermelha emitida, permitindo a obtenção do perfil de temperatura da superfície da mama (Mukhmetov, 2021), as mudanças nas propriedades termofísicas dos tecidos ocasionam alterações que se manifestam como diferentes temperaturas, é dizer, contrastes que são capturados por meio de uma câmera infravermelha (Gomboc et al., 2021). Através do contraste térmico, observa-se uma anomalia, que é a diferença na transferência de calor de um tecido saudável para um tecido investigado (Iljaž, 2018), além disso, a termografia se apresenta como uma técnica auxiliar de diagnóstico não invasiva e relativamente barata, a qual vem se desenvolvendo ao se estudar o padrão térmico de mamas saudáveis, com cistos e tumores, aprimorando a aplicabilidade e especificidade do procedimento (González, 2021).

Na execução da termografia infravermelha, pode-se adotar a hipertermia ou a hipotermia dos tecidos, respectivamente o aquecimento ou o resfriamento. Na hipertermia a temperatura dos tecidos são elevadas à um valor terapêutico de aproximadamente 40 a 45 °C, apresentando maior contraste durante o aquecimento (Mahjoob and Vafai, 2009). Na hipotermia, os tecidos são resfriados a temperaturas entre aproximadamente 5 a 20 °C a depender do tempo de resfriamento, possuindo maior contraste durante a fase de recuperação térmica, ou seja, quando a mama volta à trocar calor com o ambiente (Cheng and Herman, 2014).

Neste trabalho, adotou-se a hipotermia aplicada à um modelo numérico 2D da mama, o qual foi utilizado para analisar o perfil de temperatura e o contraste térmico apresentado. Utilizou-se dois métodos de resfriamento, a troca de calor à temperatura constante e a convecção externa forçada, comparando os resultados obtidos para definição de um método viável e preferível, apresentando maior eficiência no auxílio da detecção da doença.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Modelo Numérico

Utilizou-se um modelo numérico bidimensional hemisférico para caracterizar o comportamento térmico de mamas reais, conforme apresentado na Fig. 1, composto por seis camadas de tecido, sendo: epiderme, derme papilar, derme reticular, gordura, glândula e músculo. A localização considerada para o tumor foi definida na região da glândula para fins de simulação.

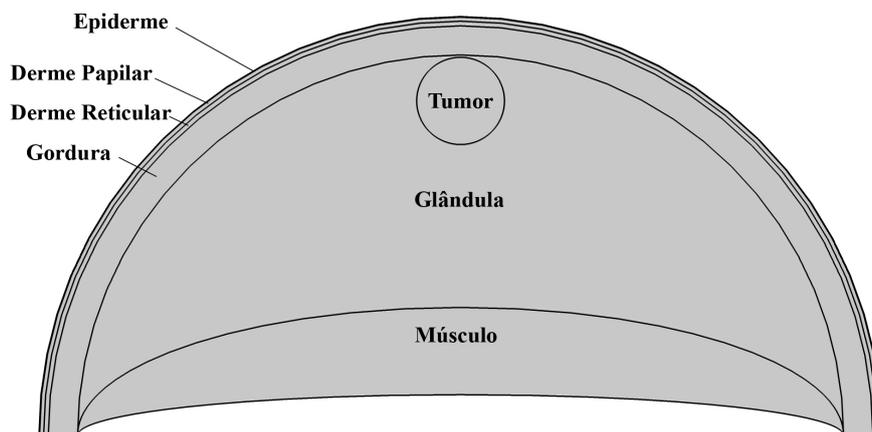


Figura 1: Representação da mama 2D multicamadas.

2.2. Modelo Matemático

Utilizou-se o modelo de bioaquecimento de Pennes (1948) para modelar a biotransferência de calor, conforme consta na Eq. (1) (Pennes, 1948).

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + \rho_b C_b \omega_b (T_a - T) + q_{met} \quad (1)$$

na qual as propriedades k , c , ω , e ρ são, respectivamente, a condutividade térmica, calor específico, perfusão sanguínea e densidade do tecido em questão. O subscrito b representa as propriedades relativas ao sangue. Q e T representam, respectivamente, a geração de calor metabólico e a temperatura do tecido em questão. Todas as propriedades dos tecidos do tumor e da mama se encontram na Tab. 1.

Tabela 1: Propriedades dos tecidos mamários saudáveis e tumoral (Zhou and Herman, 2018).

Tecidos mamários	Condutividade térmica k (W/m K)	Calor específico c (J/kg K)	Taxa de perfusão ω_b (1/s)	Densidade ρ (kg/m ³)	Espessura (mm)	Geração metabólica de calor Q (W/m ³)
Epiderme	0,235	3589	0	1200	0,1	0
Derme papilar	0,445	3300	0,00018	1200	0,7	368,1
Derme reticular	0,445	3300	0,00126	1200	0,8	368,1
Gordura	0,21	2674	0,00008	930	5	400
Glândula	0,48	3770	0,00054	1050	43,4	700
Músculo	0,48	3800	0,0027	1100	15	700
Tumor	0,48	3852	0,0063	1050	Variável	5000

Na Figura 2 consta as condições de contorno adotadas no modelo numérico. Considerou-se uma troca de calor com o ambiente externo na superfície da mama com a temperatura do ar de $T_\infty = 21$ °C e um coeficiente de convecção de $h = 10$ W/(m²K), foram definidas condições de contorno adiabáticas na base, portanto $\frac{\partial T}{\partial n} = 0$ e a temperatura interna do corpo e do sangue adotada foi de $T = 37$ °C. Nos métodos de resfriamento durante a hipotermia, no primeiro estudo utilizou-se uma temperatura constante de valor $T_r = 5$ °C aplicada à superfície externa, posteriormente foi utilizada uma convecção forçada externa na mesma temperatura de resfriamento aplicada à superfície, aplicando o ar como fluido na velocidade $v = 5$ m/s. O ponto analisado consta na Fig. 2.

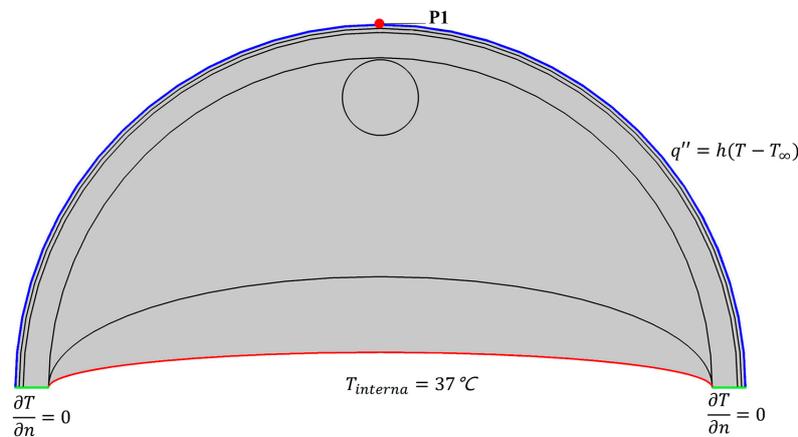


Figura 2: Condições de contorno e ponto de análise durante estudo de hipotermia

2.3. Metodologia

As condições iniciais de hipotermia foram definidas por um estudo estacionário, no qual a mama se encontra exposta às condições ambientes, com a presença de um fluxo de calor por convecção natural na superfície externa e a temperatura do sangue e corpo definida previamente. Apesar da posição do tumor ter sido definida na simulação, calculou-se o contraste térmico durante o período estacionário, presente na Figura 3, o que permite definir através da temperatura superficial da mama onde o tumor se encontra, é dizer, exatamente na porção média onde foi posicionado. Portanto, visando realizar uma comparação equivalente entre os dois métodos de resfriamento adotados, estabeleceu-se uma temperatura de resfriamento de 5 °C para ambos, a hipotermia sendo realizada durante 300 s e a recuperação térmica durando 1800 s. Dessa forma, se torna aceitável uma comparação direta entre as duas metodologias, além disso, para validar o comportamento observado com segurança, realizou-se a simulação com três diâmetros de tumores: 15 mm, 10 mm e 5 mm e reuniu-se os resultados.

Aplicando as propriedades da Tab. 1 na modelagem bidimensional feita no software comercial COMSOL Multiphysics, utilizou-se duas físicas de transferência de calor, a primeira representando a mama nas condições ambientes e a segunda durante o processo de hipotermia. Para simular a troca de calor constante aplicou-se a

temperatura de resfriamento na superfície da mama, para o segundo método de resfriamento, aplicou-se um fluxo de calor na forma de uma convecção forçada externa, considerando a pressão de 1 atm. O modelo de transferência de calor foi resolvido por meio do método dos elementos finitos, utilizou-se uma malha numérica constituída de 54.459 elementos triangulares.

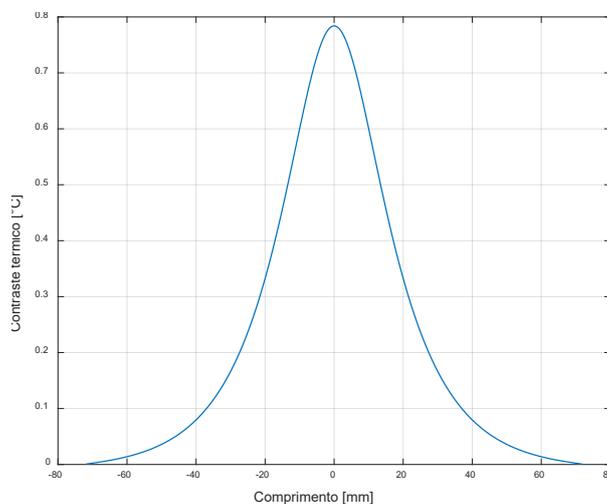


Figura 3: Contraste térmico na termografia estacionária para definição do posicionamento do tumor.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados apresentaram perfis de temperatura distintos entre as mamas quando utilizado métodos de resfriamentos distintos no tratamento de hipotermia aplicado por 300 s, como é mostrado na Fig. 4, a qual leva em consideração um tumor de 15 mm. Em uma análise prévia observa-se uma diferença entre as temperaturas máximas e mínimas ao final da hipotermia, como se esperava.

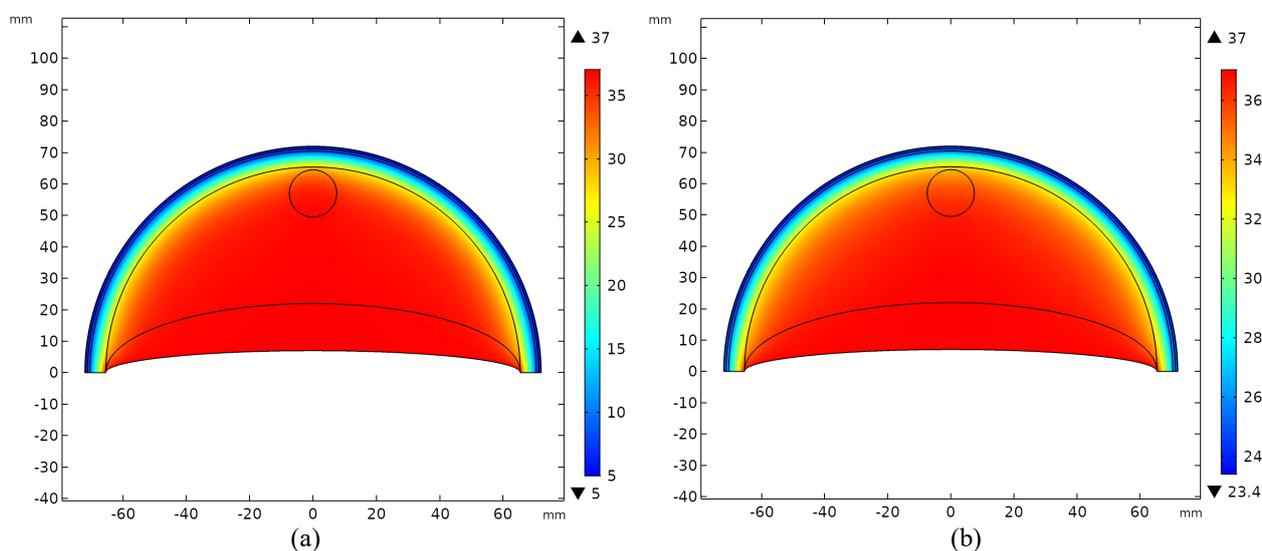


Figura 4: Perfil de temperatura em °C das mamas para (a) resfriamento por temperatura constante e (b) resfriamento por convecção forçada externa.

Por meio da distribuição de temperatura ao longo do comprimento da superfície da mama, percebe-se um suave contraste térmico no fim da hipotermia e início da recuperação térmica aos 301 s, evidente na Fig. 5. Para o método de resfriamento através de temperatura constante, observa-se uma média de temperatura mais baixa em comparação ao resfriamento por convecção forçada, para os tumores de 15 mm, 10 mm e 5 mm observou-se, respectivamente, um máximo de 6,12 °C, 6,09 °C e 6,07 °C, já o valor mínimo obtido em todos os casos foi numericamente próximo, equivalendo à 6,07 °C, tendo um contraste térmico nesse instante observado de 0,05 e 0,02 para o tumor de 15 mm e o de 10 mm, respectivamente, o menor tumor apresentou um contraste muito próximo de 0. Na hipotermia por meio de convecção forçada observou-se um máximo de 24,29 °C, 24,08 °C e 23,89 °C para os tumores de 15 mm, 10 mm e 5

mm, respectivamente, e um mínimo de 23,84 °C, 23,83 °C e 23,81 °C para os tumores supracitados, apresentando um contraste térmico de 0,45 °C, 0,25 °C e 0,08 °C, os quais são substancialmente maiores em relação ao resfriamento por temperatura constante para este tempo em questão.

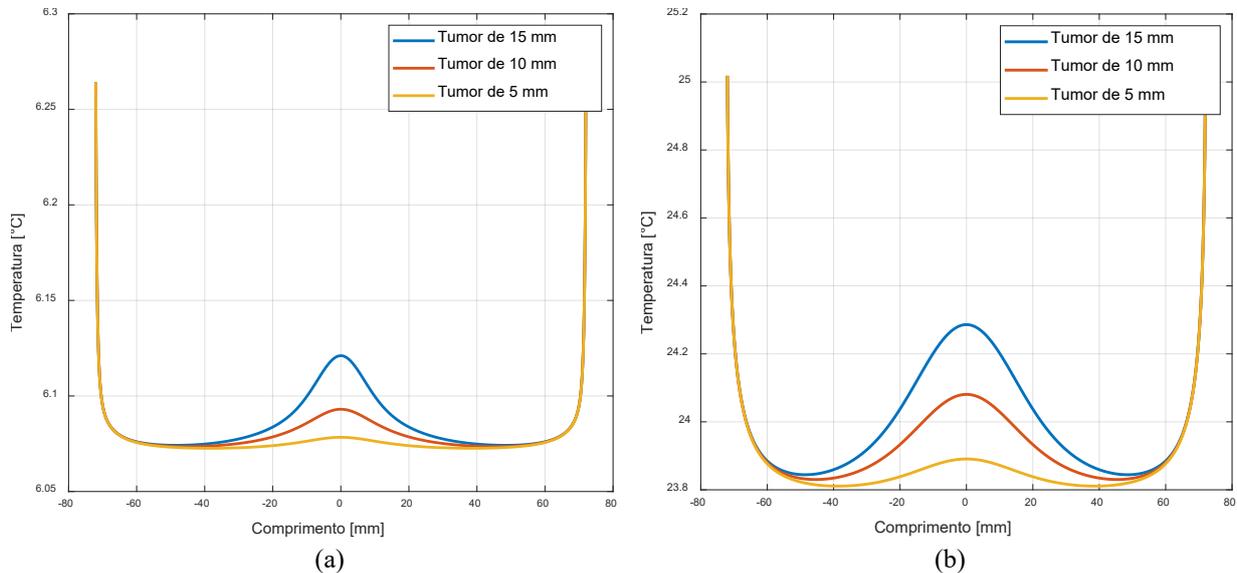


Figura 5: Distribuição de temperatura obtida na superfície externa da epiderme no tempo $t = 301$ s para (a) resfriamento por temperatura constante e (b) resfriamento por convecção forçada externa.

Para uma visão mais completa do comportamento da mama ao longo de todo o procedimento e em todos os tamanhos de tumor, reuniu-se na Fig. 6 os resultados das temperaturas durante a hipotermia e recuperação térmica no ponto P1 definido na Fig. 2.

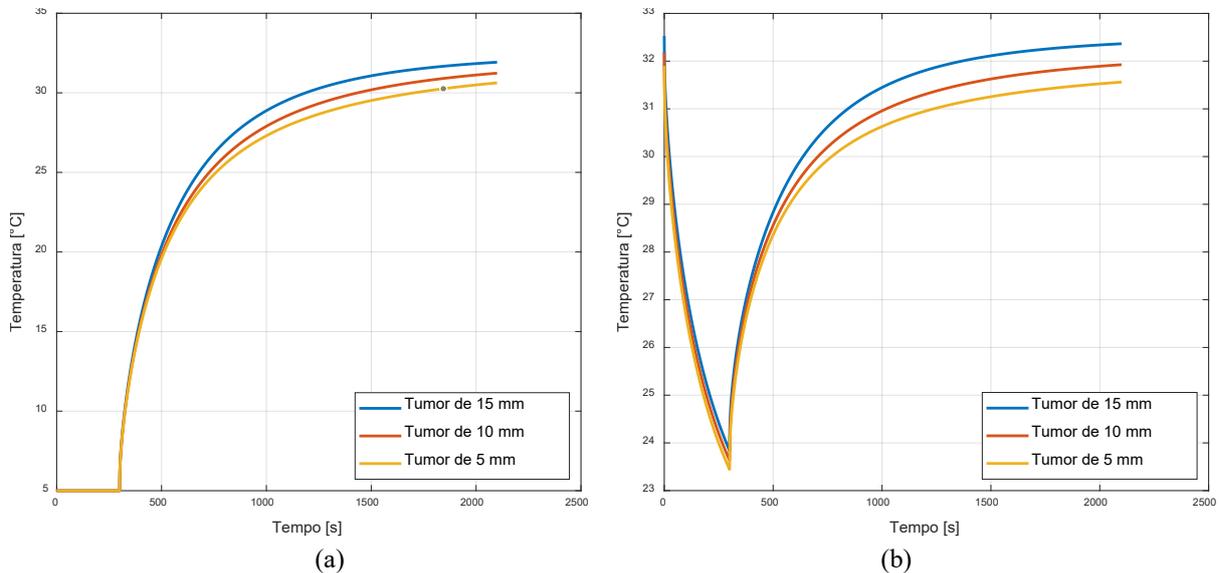


Figura 6: Distribuição de temperatura no ponto P1 durante todo o procedimento para (a) resfriamento por temperatura constante e (b) resfriamento por convecção forçada externa.

Na termografia por hipotermia, o maior contraste térmico se encontra no decorrer da recuperação térmica, portanto o contraste térmico dos métodos de resfriamento ao longo do aquecimento foi comparado na Fig. 7, utilizando o ponto P1 na epiderme como referência. Para o tempo definido, observa-se que até um instante entre 400 e 800 s há uma vantagem do resfriamento por convecção forçada em relação à temperatura constante, perceptível na Fig. 5, entretanto o contraste térmico deste último aumenta após esse ponto. Para o tumor com 15 mm de diâmetro, o contraste utilizando o resfriamento por temperatura constante chega até o valor máximo de 1,91 °C, enquanto para a convecção forçada o maior valor alcançado foi 1,07 °C, para o tumor de 10 mm, os máximos foram 0,99 °C e 0,58 °C, por fim, para o tumor de 5 mm, os máximos resultaram em 0,33 °C e 0,19 °C. Em todos os casos, o maior contraste obtido foi para o

resfriamento por meio de temperatura constante, portanto, este padrão se faz presente nos diferentes tamanhos de tumores.

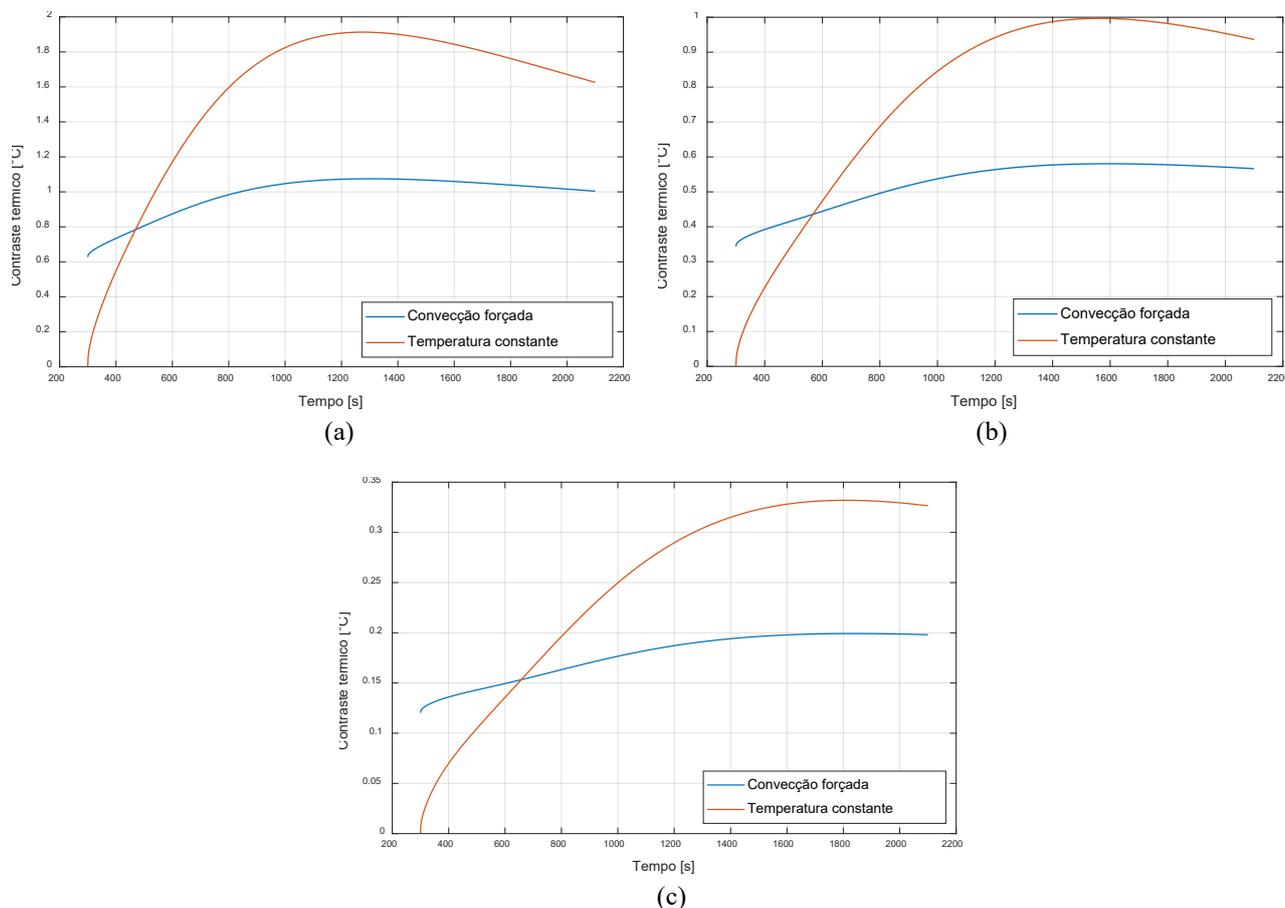


Figura 7: Contraste térmico ao longo da recuperação térmica para (a) tumor de 15 mm, (b) tumor de 10 mm e (c) tumor de 5 mm.

4. CONCLUSÃO

Utilizando o modelo bidimensional multicamadas baseado na anatomia real de uma mama, observou-se certas tendências perceptíveis por meio do estudo comparativo entre os dois métodos de resfriamento utilizados. No início da fase de recuperação térmica, há uma vantagem na detecção do tumor por parte da hipotermia por convecção forçada, devido ao seu maior contraste térmico, entretanto ao alcançar um instante entre 400 e 800 s de reaquecimento, o qual varia dependendo do tamanho do tumor, o contraste térmico após o procedimento utilizando temperatura constante cresce significativamente mais, alcançando um máximo de 1,91 °C, 0,99 °C e 0,33 °C enquanto para a convecção forçada os maiores valores atingidos foram 1,07 °C, 0,58 °C e 0,33 °C para os tumores de 15 mm, 10 mm e 5 mm. Portanto, para as circunstâncias adotadas na simulação, considerando os três tamanhos de tumores, 300 s de hipotermia e 1800 s de recuperação térmica, a utilização do método de resfriamento por temperatura constante se mostrou mais eficiente no geral, apresentando resultados mais satisfatórios para procedimentos que tenham mais tempo de recuperação térmica, entretanto, caso as circunstâncias limitem o tempo que se pode permanecer após o procedimento, o resfriamento por meio de convecção forçada apresentou-se mais relevante nas porções iniciais da recuperação térmica.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro da Universidade Estadual do Maranhão e das agências de fomento CNPq, CAPES e FAPEMA.

6. REFERÊNCIAS

- Cheng, T.-Y.; Herman, C., 2014. “Analysis of skin cooling for quantitative dynamic infrared imaging of near-surface lesions”. In *International journal of thermal sciences*, Vol. 86, pp. 175–188.
- Gomboc, T., Iljaž, J., Wrobel, L., Hriberšek, M. and Marn, J., 2021. “Design of constant temperature cooling device for melanoma screening by dynamic thermography”. In *Engineering Analysis with Boundary Elements*, Vol. 125, pp. 66–79.
- González, F.J., 2021. “Thermal simulations of cancerous breast tumors and cysts on a realistic female torso”. In *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 143, No. 6.
- Iljaža, J.; Wrobel, L.C.; Hriberšek, M.; Marna, J., 2019. “The use of Design of Experiments for steady-state and transient inverse melanoma detection problems”. In *International Journal of Thermal Sciences*, Vol. 135, pp. 256–275. Elsevier BV.
- INCA. Estimativa 2023 Incidência de Câncer no Brasil. [S.L.: s.n.], 2022.
- Instituto Nacional de Câncer, 2020. “O que é câncer?” Disponível em: <https://www.inca.gov.br/o-que-e-cancer>. Acesso em: 24 de fevereiro 2022.
- Mahjoob, S. and Vafai, K., 2009. “Analytical characterization of heat transport through biological media incorporating hyperthermia treatment”. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 52, No. 5-6, pp. 1608–1618.
- Mukhmetov, O.; Igali, D.; Mashekova, A.; Zhao, Y.; Ng, E.Y.K.; Fok, S.C.; Teh, S.L., 2021. “Thermal modeling for breast tumor detection using thermography”. In *International Journal of Thermal Sciences*, Vol. 161.
- Pennes, H.H., 1948. “Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm”. *Journal of applied physiology*, Vol. 1, No. 2, pp. 93–122.
- Zhou, Y. and Herman, C., 2018. “Optimization of skin cooling by computational modeling for early thermographic detection of breast cancer”. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 126, pp. 864–876.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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