

INFLUÊNCIA DA PERFUSÃO SANGUÍNEA DURANTE A HIPERTERMIA DE TECIDOS MAMÁRIOS EM SIMULAÇÕES NUMÉRICAS

Lucas Emanuel Nascimento Brandão, lucasbrandao@aluno.uema.br¹

Tarcio Cardoso Barros, tarciobarros1@aluno.uema.br¹

Alisson Augusto Azevedo Figueiredo, alissonfigueiredo@professor.uema.br¹

¹Universidade Estadual do Maranhão - UEMA

Resumo: O câncer de mama é um dos tipos mais comuns de câncer presente em mulheres de todo o mundo. Sendo a mamografia o principal exame usado para o diagnóstico precoce do câncer de mama, porém, é um método invasivo e possui limitações. Novas técnicas para a detecção precoce do câncer de mama passaram a ser estudadas, entre elas está a termografia infravermelha que é não invasiva. Neste trabalho são propostas análises numéricas de termografias infravermelhas durante o tratamento térmico de hipertermia em tecidos mamários utilizando o software comercial COMSOL Multiphysics. Inicialmente foi proposto um modelo de geometria 2D da mama buscando representar o modelo anatômico real do tecido. O modelo térmico é composto por regiões de tecidos saudáveis e tumores. As condições de contorno idealizadas são conservadas do modelo real da mama, onde a superfície externa da pele está exposta a convecção térmica, enquanto a superfície interna está sujeita a uma temperatura normalmente constante igual à temperatura interna do corpo. Nos casos de aplicação de terapias térmicas, a condição de contorno da superfície externa apresenta a adição de uma fonte externa de calor durante a hipertermia. Dito isso, a transferência de calor será analisada utilizando o modelo de bioaquecimento de Pennes, que pode ser descrita por uma combinação de parâmetros como a condutividade térmica, perfusão sanguínea e geração de calor metabólico. Para a condição de hipertermia, parâmetros importantes como o dano térmico e a perfusão sanguínea serão analisados a partir do modelo de Arrhenius, onde será analisada a influência da dependência da perfusão sanguínea em função da variação do dano térmico durante a hipertermia para a obtenção das imagens termográficas simuladas na superfície da mama. Os resultados encontrados mostram que a caracterização da perfusão sanguínea não gera mudanças significativas nas temperaturas superficiais externas dos tecidos durante tratamentos de hipertermia mamária.

Palavras-chave: termografia infravermelha, simulação numérica, câncer de mama, perfusão sanguínea, hipertermia.

1. INTRODUÇÃO

Câncer é um termo comum que abrange diversos tipos de doenças malignas denotando os diferentes tipos de células presentes no corpo, que tem em comum o crescimento desordenado destas. A rápida, agressiva e incontrolável divisão dessas células, determina a formação dos tumores (Instituto Nacional de Câncer, 2020). Os tumores podem ser cancerosos conhecidos como tumores malignos ou tumores benignos. Tumores malignos se espalham ou invadem tecidos próximos ou se deslocam para diferentes partes do corpo, processo conhecido como metástase. Tumores benignos não se espalham ou invadem os tecidos próximos, e quando removidos não voltam a crescer, diferentemente dos malignos nos quais há a possibilidade de reaparecimento (National Cancer Institute, 2021).

O câncer de mama é o tipo mais comum encontrado em mulheres de todo o mundo. As taxas de morte nos Estados Unidos vem decaindo desde 1989 devido aos esforços voltados para a detecção precoce da doença. O diagnóstico precoce é muito importante para a redução do risco de morte do paciente afetado. Vários métodos de detecção por imagens são usados, como por exemplo, a mamografia de raios-x, ultra-som, ressonância magnética e termografia infravermelha (Zhou and Herman, 2018).

Nos últimos anos, a termografia infravermelha se mostrou como técnica auxiliar efetiva no rastreamento e detecção de várias doenças entre elas, o câncer. Essa técnica é baseada no contraste térmico, capturado por meio de uma câmera infravermelha. O contraste de temperatura é resultado do processo de transferência de calor nos tecidos que depende da perfusão sanguínea, geração metabólica de calor e da transferência de calor nos entornos dos tecidos. Mudanças em qualquer uma dessas propriedades geram alterações que são refletidas em diferentes temperaturas ou contrastes de temperaturas que são capturadas pela câmera infravermelha (Gomboc *et al.*, 2021).

González (2021) estudou o padrão térmico da mama saudável, com cistos e tumores a fim de melhorar a aplicabilidade e especificidade da termografia infravermelha. Um modelo tridimensional realista de um torso feminino foi usado.

A equação de bioaquecimento de Pennes foi utilizada para determinar a distribuição de temperatura em tecidos saudáveis da mama no software comercial COMSOL. Os resultados mostraram que os tumores de diferentes tamanhos geram o aumento de até 2,5 °C de temperatura na superfície da mama, e cistos geram um decremento de até 0,5 °C. As curvas geradas pela diferença de temperatura entre as mamas saudáveis, com cistos e tumores com diferentes tamanhos e profundidades indicaram a sensibilidade do equipamento necessário para a detecção de tumores variando de 10 mK a 100 mK.

Hipertermia remete a condição na qual a temperatura corporal de um determinado indivíduo se encontra acima do normal, em valores por volta de 42 °C. Elevadas temperaturas são comumente sintomas de doenças como febre, porém quando usadas de maneira controlada são capazes de tratar diversas doenças. A maior parte dos tecidos saudáveis não sofrem danos durante a hipertermia, quando utilizadas temperaturas inferiores a 44 °C (Shirkavand and Nazif, 2019).

O tratamento da hipertermia é reconhecido como um método auxiliar no tratamento do câncer após as técnicas de cirurgia, quimioterapia e radiação. Na hipertermia, as células são superaquecidas a um valor terapêutico, tipicamente de 40 a 45 °C para danificar ou destruir as células cancerosas e impedir as metástases (Mahjoob and Vafai, 2009). Um dos problemas é que a hipertermia causa um grande número de alterações macromoleculares e afeta funções em todos os compartimentos celulares em temperaturas acima de 43 °C. Mudanças significativamente menores ocorrem na faixa de 40,5 a 42 °C, essas alterações ainda são numerosas e ocorrem em múltiplos compartimentos celulares (Roti Roti, 2008).

Song *et al.* (1984) estudaram as diferenças anatômicas e funcionais inerentes entre a vasculatura tumoral e tecidos saudáveis, e suas diferentes respostas durante o tratamento de hipertermia. As análises de hipertermia foram conduzidas para diferentes tecidos saudáveis e com tumores quando aquecidos à temperatura de 41 a 45 °C durante intervalos que variaram de 30 a 120 minutos. Os resultados obtidos mostraram que em condições normais, o fluxo sanguíneo em tecidos tumorais é normalmente menor que nos tecidos saudáveis. Na condição de hipertermia, o fluxo sanguíneo nos tecidos saudáveis de diferentes animais para temperaturas de aquecimento de 42 a 45 °C apresentaram aumentos nas magnitudes de 3 a 20 vezes o valor original. Para tumores com o aquecimento a temperaturas menores na faixa de 41 a 43 °C ocorrem decrementos no fluxo sanguíneo, pois sofrem danos térmicos permanentes.

Fujita *et al.* (1998) estudaram os efeitos da perfusão sanguínea em tecidos saudáveis e tumorais durante o tratamento de hipertermia capacitiva de rádio frequência. Um modelo bidimensional do abdômen humano foi gerado a partir de imagens obtidas por tomografia computadorizada. As equações de Laplace e de bioaquecimento em regime não-estacionário foram usadas para calcular a distribuição de temperatura por meio do método dos elementos finitos. As análises foram realizadas para a região central e periférica dos tumores, e para os tecidos saudáveis. Os resultados mostraram que, ao aumentar a perfusão sanguínea na periferia ocorre o aumento da temperatura na região central do tumor. A perfusão sanguínea da periferia do tumor é três vezes maior que a da região central, e cinco vezes menor que a perfusão sanguínea de tecidos saudáveis.

Singh *et al.* (2021) estudaram a ablação térmica de tumores de mama por meio da terapia térmica com uso de nanopartículas magnéticas. Um modelo numérico foi realizado com base em dados e imagens de um paciente com tumor obtidas através da ressonância magnética. A equação de bioaquecimento de Pennes foi utilizada para determinar a distribuição de temperatura em tecidos saudáveis e tumorais, e a equação de Arrhenius para avaliar o dano térmico durante o processo de ablação. O modelo foi resolvido utilizando a variação da perfusão sanguínea em função do dano térmico no software comercial COMSOL. Os resultados mostraram que quando ocorre o aumento da perfusão sanguínea, são necessários tempos de exposição maiores para ablação do tumor. Os parâmetros mais importantes são a taxa de deposição de calor e tempo de exposição para que ocorra a ablação térmica completa em tumores e que seja garantida a integridade dos tecidos saudáveis.

Neste presente trabalho, um modelo numérico bidimensional em multicamadas será utilizado para representar a anatomia real da mama. A distribuição de temperatura e o dano térmico da mama com tumor serão avaliados durante o tratamento de hipertermia. O estudo foi realizado com modelos que apresentam perfusão constante e variável simulados numericamente no software comercial COMSOL. A partir das diferentes condições de hipertermia, busca-se observar se a caracterização da variação perfusão sanguínea em função do dano térmico gera influência nas termografias infravermelhas.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Modelo Numérico

Um modelo numérico bidimensional hemisférico multicamadas foi usado para caracterizar o comportamento térmico de mamas reais, como observado na Fig. 1 A mama é composta por seis camadas de tecido, sendo elas: epiderme, derme papilar, derme reticular, gordura, glândula e músculo. O tumor é considerado durante as simulações, incluso, na região da glândula.

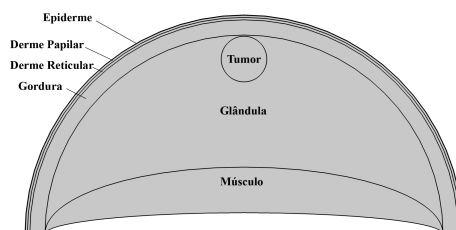


Figura 1: Representação da mama 2D multicamadas.

Para o modelo numérico usado neste trabalho foram consideradas condições de contorno, mostradas na Fig. 2. Na superfície externa foi considerada a troca de calor com o ambiente externo com temperatura do ar de $T_{\infty} = 21^{\circ}\text{C}$ e coeficiente de convecção de $h = 10 \text{ W/m}^2 \text{ K}$, condições de contorno adiabáticas na base do modelo, $\frac{\partial T}{\partial n} = 0$ e temperatura interna do corpo de $T = 37^{\circ}\text{C}$. Para a condição de hipertermia foi aplicado um fluxo de calor na superfície externa com intensidade de 750 W/m^2 . Os pontos de análises dos resultados são destacados na Fig. 2.

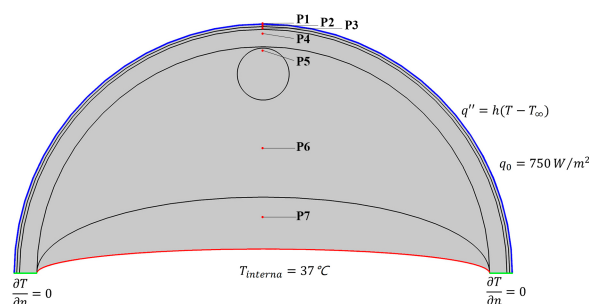


Figura 2: Condições de contorno e pontos de análise durante estudo de hipertermia.

2.2 Modelo Matemático

O modelo de bioaquecimento de Pennes (1948) foi utilizada para modelar a biotransferência de calor, como descrito na Eq. (1) (Pennes, 1948).

$$k\nabla^2 T + \omega_b \rho_b c_b (T_b - T) + Q_{met} = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (1)$$

onde as propriedades k , c , ω e ρ são a condutividade térmica, calor específico, perfusão sanguínea, e densidade do tecido, respectivamente. A temperatura do sangue é representada por T_b . A geração de calor metabólico e temperatura do tecido são Q e T , respectivamente. As simulações numéricas consideram a temperatura interna e do sangue igual a 37°C . As propriedades dos tecidos da mama e do tumor são apresentados na Tab. 1.

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

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

O modelo de Arrhenius foi utilizado para avaliar o grau de dano térmico no tecido mamário em função do tempo de exposição durante a hipertermia como descrito na Eq. (2) (Singh *et al.*, 2021).

$$\Omega(x, y, z) = \ln \left\{ \frac{C(0)}{C(\tau)} \right\} = \int_{t=0}^{\tau} A e^{[-E_a / R_u T_t(x, y, z, t)]} \quad (2)$$

onde A é o fator de frequência [s^{-1}], E_a é a energia de ativação [$Jmol^{-1}$] para ocorrer a desnaturação celular, R_u é a constante universal dos gases [$8,3143 Jmol^{-1}K^{-1}$], T_t é a temperatura do tecido [K] dada localização (x,y,z), e τ é o tempo de exposição[s]. $C(0)$ é a concentração de células inicialmente, $C(\tau)$ é a concentração de células intactas, antes da aplicação da terapia térmica, portanto, $C(0) = 1,0$ ou 100%. Quando o parâmetro de dano térmico de Arrhenius é $\Omega = 1,0$ representa aproximadamente 63,2% de células mortas enquanto $\Omega = 4,0$ representa 98,2% de morte celular (Singh et al., 2021). A Tabela 2 mostra os valores dos parâmetros de Arrhenius que foram aplicados nas simulações numéricas.

Tabela 2: **Parâmetros de Arrhenius (Singh et al., 2021).**

Propriedades	Tecidos mamários
Energia de ativação, E_a [J/mol]	$6,03 \times 10^5$
Fator de frequência, A [1/s]	$3,1 \times 10^{98}$

A perfusão sanguínea é uma das propriedades do sangue que é muito importante quando considerado o contexto de troca de calor, pois trata-se do mecanismo responsável pela regulação da temperatura nos tecidos. Durante o aquecimento ocorrem variações na perfusão sanguínea com o aumento da temperatura devido a dilatação dos tecidos. Porém, devido ao aquecimento, ocorrem danos térmicos nas vasculaturas e tecidos que podem causar danos irreversíveis ou morte celular. Quando o dano térmico atinge certo valor, ocorre a queda na perfusão sanguínea. Este comportamento é definido pela Eq. (3) que apresenta a relação da variação da perfusão sanguínea em função do dano térmico (Singh et al., 2021).

$$\omega_b = \begin{cases} \omega_{b,0}, & \text{se } \Omega(t) \leq 0 \\ \omega_{b,0}[1 + 25\Omega(t) - 260\Omega^2(t)], & \text{se } 0 < \Omega(t) \leq 0,1 \\ \omega_{b,0}\{exp[-\Omega(t)]\}, & \text{se } \Omega(t) \geq 0,1 \end{cases} \quad (3)$$

onde, $\omega_{b,0}$ é a perfusão sanguínea inicial, $\Omega(t)$ representa o dano térmico.

2.3 Metodologia

As condições iniciais de hipertermia foram definidas a partir da análise do comportamento da epiderme para diferentes instantes do estudo em função do fluxo de calor aplicado na superfície externa. A aplicação periódica do fluxo de calor na superfície externa busca preservar a integridade da epiderme, usando como critério de controle manter o dano térmico menor que 0,7. Portanto a seleção da configuração da forma e intensidade do fluxo de calor aplicado e da forma de aplicação foram realizadas buscando resultados de interesse nos pontos selecionados para análise e que no estudo fosse assegurada a integridade da epiderme. A Figura 3 apresenta a configuração referente ao fluxo periódico aplicado. Ocorre a aplicação durante 15 s e 25 s de descanso com o objetivo de permitir que o calor penetre mais profundamente das camadas internas dos tecidos da mama, de forma que não haja superaquecimento seguido de danos térmicos que possivelmente causem necrose na epiderme

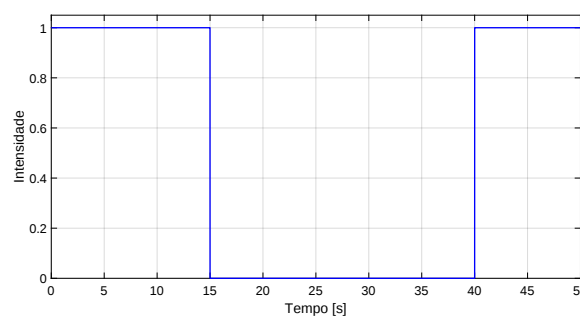


Figura 3: **Configuração do fluxo periódico aplicado durante a hipertermia.**

A implementação da caracterização da perfusão sanguínea em função do dano térmico foi aplicada no modelo numérico. O modelo de transferência de calor e o dano térmico foram resolvidos utilizando o software comercial COMSOL Multiphysics pelo método de elementos finitos. A malha numérica usada nas simulações consistiu em 26.602 elementos triangulares. A partir dos resultados obtidos e dos critérios de controle estabelecidos o tempo de estudo de hipertermia de interesse definido foi de 600 s com fluxo aplicado de $750 W/m^2$.

3. RESULTADOS

Os resultados obtidos mostraram diferentes padrões térmicos entre mamas tumorais quando adotada a perfusão constante ou variável, durante o tratamento de hipertermia aplicando fluxo periódico por 600 s. Comportamentos mostrados

na Fig. 4a, onde a perfusão é considerada constante e na Fig. 4b onde é considerada a variação da perfusão sanguínea em função do dano térmico. A partir de uma análise preliminar observa-se uma pequena diferença sobre as temperaturas máximas e mínimas encontradas ao final do estudo de hipertermia.

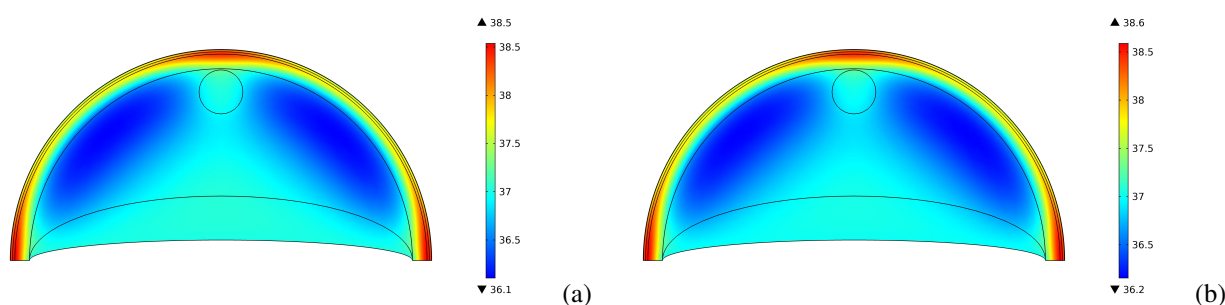


Figura 4: Distribuição de temperatura em °C das mamas para (a) perfusão é constante e (b) perfusão variável após 600 segundos de hipertermia.

A variação da perfusão sanguínea em função do dano térmico é mostrada a partir dos resultados encontrados para o ponto P5 localizado na região superior do tumor, conforme mostrado na Fig. 5, na qual a dependência da perfusão sanguínea pode ser estudada. O tratamentos de hipertermia buscam aquecer uma dada superfície externa ou interna, com isso ocorre o aumento da temperatura em virtude do calor aplicado, causando dilatação nas vasculaturas e aumentando assim a perfusão sanguínea onde gera maior distribuição de calor para os tecidos. Porém esse aumento de temperatura nas vasculaturas e tecido causam danos térmicos. Quando os danos térmicos sofridos atingem valores próximos a 1 na escala apresentada, configuram a morte celular que por consequência indica que não ocorre mais os efeitos da perfusão sanguínea. O comportamento ilustrado pela Fig. 5 representa esse aumento inicial da perfusão sanguínea até o valor de pico nos primeiros 100 s de estudo, seguido de quedas devido ao aumento dos danos térmicos.

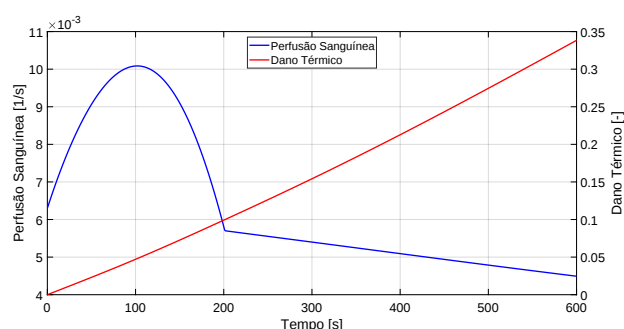


Figura 5: Variação da perfusão sanguínea em função do dano térmico no tumor durante 600 segundos de hipertermia.

Os resultados encontrados para a distribuição de temperatura do ponto P5, durante 600 s de hipertermia podem ser observados na Fig. 6, é visivelmente possível perceber e estabelecer um comparativo entre as temperaturas encontradas quando é usado o modelo com perfusão constante ou perfusão variável. O modelo que possui a perfusão variável apresenta temperatura superior quando comparado ao modelo de perfusão constante. Durante os 200 s iniciais do estudo ocorrem as maiores diferenças de temperatura, que ocorre devido a implementação da condição de variação da perfusão sanguínea em função do dano térmico apresentada anteriormente na Eq. (3), que ocorre um pico máximo na elevação da perfusão gerando temperaturas maiores, comportamento mostrado na Fig. 5.

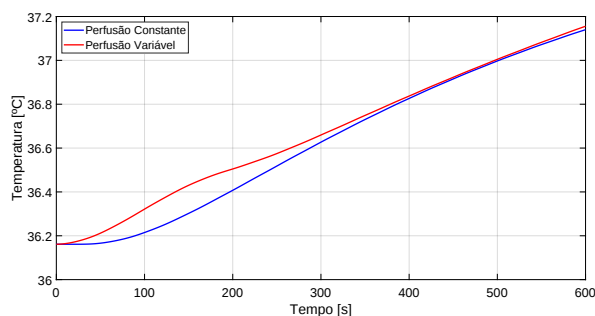


Figura 6: Distribuição de temperatura no tumor durante 600 segundos de hipertermia.

Os danos térmicos encontrados para o ponto P5 do tumor em análise, refletem a influência da diferença da temperatura e podem ser observado na Fig. 7 que mostra os danos térmicos sofridos pelo tumor durante 600 s de hipertermia.

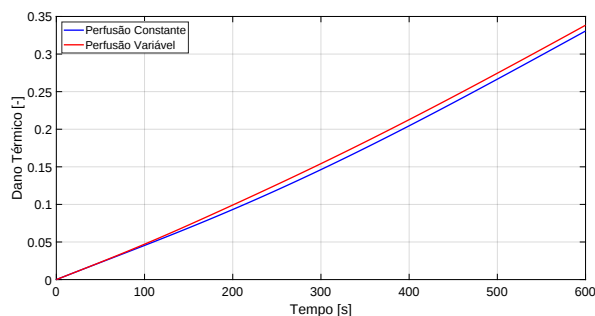


Figura 7: Danos térmicos sofridos pelo tumor durante 600 segundos de hipertermia.

A Figura 8 mostra a distribuição de temperaturas nos pontos: P2, P3 e P4 localizados nas camadas da derme papilar, derme reticular e gordura, respectivamente. Nestas camadas e o tumor ocorrem as principais variações responsáveis pela diferença de temperatura observada nas imagens termográficas mostradas na Fig. 4.

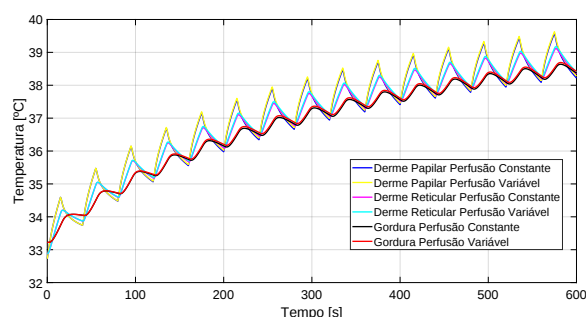


Figura 8: Distribuição de temperatura na derme papilar, derme reticular e gordura durante 600 segundos de hipertermia.

Na Figura 9 apresenta a distribuição de temperatura do ponto P1 definido na epiderme durante 600 s de estudo de hipertermia na qual o comportamento periódico da aplicação do fluxo pode ser observado, durante a aplicação ocorre o aumento de temperatura até um dado valor máximo caracterizando um pico que é seguido de um decaimento devido ao cessar do esforço. A diferença de temperatura observada entre os modelos é relativamente pequena, ainda que no modelo em que a perfusão sanguínea é variável as temperaturas são maiores. O comportamento observado acontece devido as pequenas variações de temperatura que ocorrem nas camadas inferiores no modelo em que há a variação da perfusão sanguínea, que por consequência gera temperaturas maiores devido aos mecanismos de troca de calor refletindo na resposta encontrada na epiderme, lembrando que na epiderme não há perfusão sanguínea.

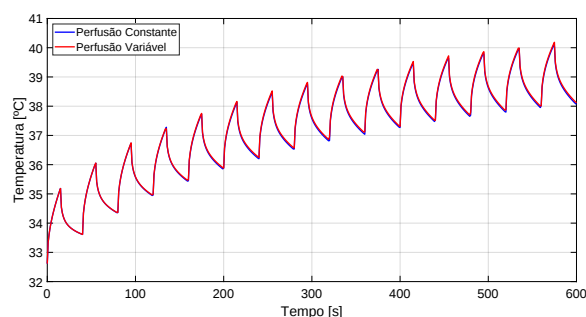


Figura 9: Distribuição de temperatura na epiderme durante 600 segundos de hipertermia.

A Figura 10 apresenta o dano térmico no ponto P1 localizado na epiderme ao final de 600 s de hipertermia. Pode ser observado que devido as variações de temperatura obtidas nas camadas inferiores ocorre um leve aumento na temperatura do modelo com perfusão variável, portanto apresenta valores maiores nos danos térmicos encontrados. Durante os estudos este ponto também foi definido como critério de segurança para que não ocorressem danos térmicos irreversíveis. Portanto os danos térmicos não poderiam exceder 0,7 com margem de erro de 0,05 ao final de 600 s de hipertermia.

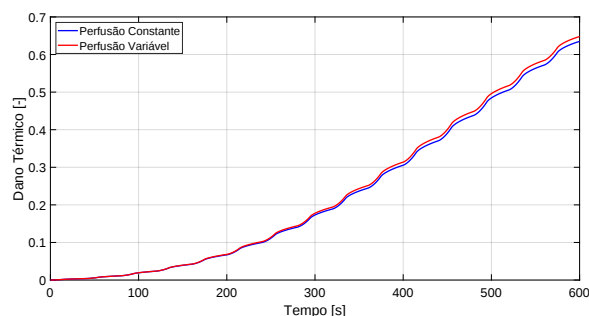


Figura 10: Danos térmicos sofridos pela epiderme durante 600 segundos de hipertermia.

As diferentes respostas térmicas podem ser observadas na Fig. 11, que mostra a comparação para as diferentes distribuições de temperatura na camada externa de epiderme para modelos com e sem a variação da perfusão sanguínea. O comportamento observado é similar aos resultados observados nas imagens termográficas mostradas na Fig. 4, onde o modelo que apresenta a variação da perfusão sanguínea em função do dano térmico apresenta temperatura superior ao modelo no qual a mesma é considerada constante, explicado pelo fato de que ocorrem variações nas camadas inferiores e seus efeitos influenciam nas temperaturas obtidas na superfície externa.

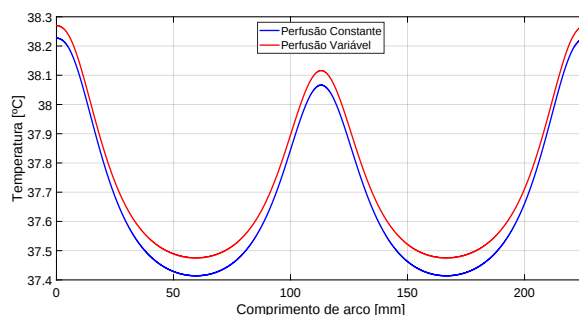


Figura 11: Distribuição de temperatura obtida na superfície externa da epiderme ao final de 600 segundos de hipertermia.

Os pontos de análise P6 e P7 localizados nas camadas mais profundas: glândula e o músculo, respectivamente. Durante o estudo de 600 s de hipertermia não apresentaram variações de temperatura, conforme na Fig. 12, devido ao fato de que a aplicação periódica do fluxo de calor, não é capaz de penetrar camadas mais profundas e causar variações significativas, seja devido a sua configuração de onda ou que o tempo de estudo não o suficiente.

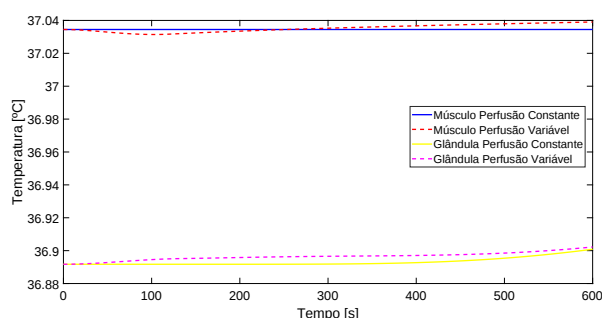


Figura 12: Distribuição de temperatura no tumor e glândula durante 600 segundos de hipertermia.

4. CONCLUSÃO

A caracterização bidimensional das camadas dos tecidos mamários com realizada baseando-se na anatomia real. O estudo numérico considerou a aplicação do fluxo de calor periódico para evitar o surgimento de danos térmicos irreversíveis na epiderme.

Podemos concluir que houveram tendências a serem observadas, na qual as temperaturas e os danos térmicos encontradas nos estudos eram maiores no modelo com perfusão sanguínea variável em relação ao constante. Em situações reais as vasculaturas apresentaram dilatação com o aumento da temperatura, com isso ocorre aumento na perfusão sanguínea e consequentemente temperaturas maiores são encontradas, já que mais calor é transferido pelos tecidos. Porém dependendo da intensidade do calor aplicado e do tempo de exposição ocorre o aumento dos danos térmicos, que podem danificar vasculaturas e tecidos causando a diminuição da perfusão sanguínea.

Portanto, com a variação da perfusão sanguínea é possível observar pequenas variações da temperatura na superfície do modelo em que é feita a caracterização da perfusão sanguínea variando com o dano térmico, quando comparado ao modelo de perfusão constante em virtude das variações que ocorrem nos tecidos internos. Da mesma forma que devido ao tempo de estudo não ser suficiente para que ocorram variações nas camadas mais profundas como glândula e músculo, estas camadas apresentaram temperatura constante durante 600s do estudo de hipertermia.

Os resultados encontrados para estudos de 300 segundos de hipertermia, apontaram que devido as condições aplicadas no estudo não houve aquecimento significativo no tumor e na glândula e músculo a temperatura permaneceu inalterada. Para tempos de 900 e 1200 segundos os comportamentos observados mostraram as tendências encontradas no estudo de 600 segundos, concluindo que a variação da perfusão sanguínea em mamas com tumor não afetam de forma significativa as temperaturas encontradas nas análises numéricas que envolvem hipertermia mamária.

5. AGRADECIMENTOS

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

6. REFERÊNCIAS

- Fujita, S., Tamazawa, M. and Kuroda, K., 1998. "Effects of blood perfusion rate on the optimization of rf-capacitive hyperthermia". *IEEE transactions on biomedical engineering*, Vol. 45, No. 9, pp. 1182–1186.
- Gomboc, T., Iljaž, J., Wrobel, L., Hriberšek, M. and Marn, J., 2021. "Design of constant temperature cooling device for melanoma screening by dynamic thermography". *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". *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 143, No. 6.
- 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.
- National Cancer Institute, 2021. "What is cancer". Disponível em: <https://www.cancer.gov/about-cancer/understanding/what-is-cancer>. Acesso em: 24 de fevereiro 2022.
- 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.
- Roti Roti, J.L., 2008. "Cellular responses to hyperthermia (40–46 °C): Cell killing and molecular events". *International Journal of hyperthermia*, Vol. 24, No. 1, pp. 3–15.
- Shirkavand, A. and Nazif, H.R., 2019. "Numerical study on the effects of blood perfusion and body metabolism on the temperature profile of human forearm in hyperthermia conditions". *Journal of thermal biology*, Vol. 84, pp. 339–350.
- Singh, M., Singh, T. and Soni, S., 2021. "Pre-operative assessment of ablation margins for variable blood perfusion metrics in a magnetic resonance imaging based complex breast tumour anatomy: Simulation paradigms in thermal therapies". *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 198, pp. 105–178.
- Song, C.W., Lokshina, A., Rhee, J.G., Patten, M. and Levitt, S.H., 1984. "Implication of blood flow in hyperthermic treatment of tumors". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, , No. 1, pp. 9–16.
- 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 AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

AFTER FULL PAPER IN PORTUGUESE OR SPANISH, IT'S NECESSARY THE ABSTRACT IN ENGLISH

Lucas Emanuel Nascimento Brandão, lucasbrandao@aluno.uema.br¹

Tarcio Cardoso Barros, tarciobarros1@aluno.uema.br¹

Alisson Augusto Azevedo Figueiredo, alissonfigueiredo@professor.uema.br¹

¹Universidade Estadual do Maranhão - UEMA

Resumo: Breast cancer is one of the most common types of cancer present in women all over the world. Since mammography is the main test used for the early diagnosis of breast cancer, however, it is an invasive method and has limitations. New techniques for the early detection of breast cancer began to be studied, including infrared thermography, which is non-invasive. In this work, numerical analyzes of infrared thermographs during heat treatment of hyperthermia in breast tissues are proposed using the commercial software COMSOL Multiphysics. Initially, a 2D geometry model of the breast was proposed, seeking to represent the real anatomical model of the tissue. The thermal model is composed of healthy tissue regions and tumors. The idealized boundary conditions are conserved from the real breast model, where the outer surface of the skin is exposed to thermal convection, while the inner surface is subjected to a normally constant temperature equal to the internal body temperature. In cases of application of thermal therapies, the boundary condition of the external surface presents the addition of an external source of heat during hyperthermia. That said, heat transfer will be analyzed using the Pennes bioheating model, which can be described by a combination of parameters such as thermal conductivity, blood perfusion and metabolic heat generation. For the condition of hyperthermia, important parameters such as thermal damage and blood perfusion will be analyzed using the Arrhenius model, where the influence of blood perfusion dependence as a function of the variation of thermal damage during hyperthermia will be analyzed to obtain the images. thermographic images simulated on the surface of the breast. The results found show that the characterization of blood perfusion does not generate significant changes in the external surface temperatures of the tissues during treatments for breast hyperthermia.