



**XXVIII CREEM**

Congresso Nacional de Estudantes  
de Engenharia Mecânica  
Santa Maria - RS



XXVIII Congresso Nacional de Estudantes de Engenharia Mecânica  
09 a 13 de maio de 2022, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil

## **ANÁLISE NUMÉRICA COMPARATIVA DO CONTRASTE TÉRMICO E DANO TÉRMICO DURANTE CONDIÇÕES DE HIPERTERMIA CONSTANTE E PERIÓDICA EM CASOS DE CÂNCER DE MAMA**

**Tarcio Cardoso Barros, tarcioabarro1@aluno.uema.br<sup>1</sup>**

**Alisson Augusto Azevedo Figueiredo, alissonfigueiredo@professor.uema.br<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Universidade Estadual do Maranhão, Cidade Universitária Paulo VI, Av. Lourenço Vieira da Silva N.º 1000, CEP: 65.055-310, Jardim São Cristóvão – São Luis/MA,

**Resumo.** *O objetivo deste trabalho é analisar o comportamento do contraste térmico e dano térmico por meio de simulações numéricas de vários casos de câncer de mama durante tratamentos de hipertermia com fluxo constante e periódico utilizando uma análise de termografia ativa através do software comercial COMSOL. A metodologia proposta foi baseada na solução da equação de biotransferência de calor para um modelo bidimensional similar a anatomia real da mama composto de tecido saudável e tumoral. O estudo consiste de três etapas: Estacionário, hipertermia e recuperação térmica. Durante o tratamento de hipertermia, a condição de contorno da superfície externa teve uma adição de um fluxo constante para diferentes tempos para cada caso de tumor e uma análise da aplicação de hipertermia considerando um fluxo periódico para avaliar o aumento de contraste térmico. O controle do aporte de calor foi determinado pelo grau de dano térmico para assegurar a integridade do tecido durante os processos de aplicação da terapia ativa. O contraste térmico máximo considerando um fluxo de calor constante ocorre após o término da hipertermia. Entretanto, para condições de fluxo periódico o comportamento foi característico para o tumor superficial. Durante a recuperação térmica, não foram obtidos ganhos de contraste térmico.*

**Palavras chave:** Câncer de mama. Termografia infravermelha. Análise numérica. Fluxo de calor.

### **1. INTRODUÇÃO**

O câncer é o maior problema de saúde pública liderando nas causas de morte no mundo. No Brasil estimam-se 66.280 novos casos para cada ano do triênio 2020-2022. O câncer de mama feminino está entre os primeiros casos mais frequentes em todas as regiões brasileiras, representando 29,7% dos casos, sem considerar os tumores de pele não melanoma (INCA, 2019a).

Existem uma variedade de técnicas de triagem para detectar o câncer de mama, como o autoexame, mamografia, a ressonância magnética, a ultrassonografia entre outros. A técnica mais fácil e disponível é o autoexame manual, no entanto, o autoexame resulta em um alto índice de falsos positivos (Gonzalez-Hernandez *et al.*, 2019). Atualmente, a mamografia é recomendada para o rastreamento da anormalidade principalmente na faixa etária e periodicidade recomendadas. Segundo as recomendações do INCA, o rastreamento mamográfico deve ser oferecido às mulheres de 50 a 69 anos, uma vez a cada dois anos (INCA, 2019b).

Devido as limitações existentes nas diversas técnicas de triagem da doença, a termografia infravermelha é uma técnica promissora que pode utilizar mecanismos de transferência de calor para detectar alterações biológicas (Lawson, 1956). Estudos revelaram que em células tumorais ocorrem elevadas trocas de calor semelhante a um processo inflamatório. Algumas alterações na temperatura da superfície da mama podem ser observadas, devido ao fluxo sanguíneo que dissipa energia térmica e condições ambientes, que acentuam as mudanças de temperatura (Lawson and Chughtai, 1963). Portanto, a técnica em conjunto com outros métodos pode auxiliar a detecção de tumores na mama de mulheres jovens (Ng and Kee, 2008).

Algumas enfermidades no corpo humano podem alcançar temperaturas acima de 42°C, caracterizando uma condição de hipertermia. Os tecidos quando são submetidos a elevadas temperaturas são danificados, no entanto, o uso controlado pode tratar diversas doenças, como por exemplo o câncer de mama (Shirkavand and Nazif, 2019).

O problema existente da utilização da hipertermia em tecidos vivos está nas mudanças macromoleculares e alterações funcionais nas células em temperaturas acima de 43°C. Entretanto, mudanças menos significativas ocorrem entre as temperaturas de 40,5 a 42°C (Roti Roti, 2008).

No estudo de Jacques (2006), a coagulação térmica que ocorre em tecidos biológicos foi avaliada quando submetida a condições externas de calor. o termo de coagulação térmica foi modelado em função do tempo de exposição considerando os parâmetros de energia de ativação e fator de frequência. Os resultados mostraram que o número de ligações de hidrogênio pode ser afetado durante o processo de coagulação, e envolver a quebra de 10 a 20 ligações. O tempo limite

de exposição depende da temperatura aplicada e pode envolver a liberação de  $19 \times 10^3 \text{ J/mol}$  de energia.

Medeiros *et al.* (2019) analisaram alternativas para aumentar a aplicabilidade da técnica de imagens termográficas para diagnóstico precoce do câncer de mama. O modelo hemisférico bidimensional da mama foi considerado para resolver o problema de biotransferência de calor usando o software comercial COMSOL. Inicialmente, as temperaturas estacionárias da superfície da mama foram obtidas do tecido saudável e tumoral. Em seguida, uma taxa de calor na forma de onda quadrada foi inserida sobre a pele. Para os diferentes tumores estudados, os resultados obtidos mostraram que o aquecimento da pele da mama aumenta o contraste térmico causado pelos tumores quando estão em regiões mais profundas do tecido mamário.

Estudos mais recentes realizaram análises sobre condições de hipotermia aplicada na superfície da mama. Os autores (Damasceno and Figueiredo, 2021) desenvolveram o modelo considerando condições físicas reais da mama sob condições de estresse a frio. Os resultados mostraram que aplicando uma temperatura de  $5^\circ\text{C}$  durante 60s de resfriamento, o aumento de contraste térmico entre a superfície da mama com e sem tumor ocorreu em tempos de recuperação térmica de 360s, exibindo ganhos de contraste térmico até 1440s.

Neste trabalho, um modelo numérico bidimensional da mama foi utilizado para analisar a distribuição de temperatura e dano térmico no tecido durante a hipertermia. O aquecimento da superfície da mama foi realizado utilizando um fluxo de calor constante e periódico com tempos de exposição limitados pelo dano térmico para análise da termografia ativa. O modelo bidimensional foi desenvolvido utilizando um software comercial COMSOL. Os resultados obtidos visam aumentar a eficácia da estimativa do tumor pela termografia.

## 2. METODOLOGIA

### 2.1 Modelo matemático e físico

A geometria proposta para o estudo é uma estrutura bidimensional da mama composta de tecido saudável e três tipos comuns de tumores dispostos em localidades diferentes, como observado na Fig.1a. Os tumores 1,2 e 3 com diâmetro de 0,8 cm são descritos como Carcinoma Lobular Invasivo (ILC-1), Carcinoma Ductal Invasivo (IDC) e Carcinoma Lobular Invasivo (ILC-2). O modelo numérico assume condições de contorno de convecção, temperatura e fluxo de calor conhecidos, conforme mostrado na Fig.1b.

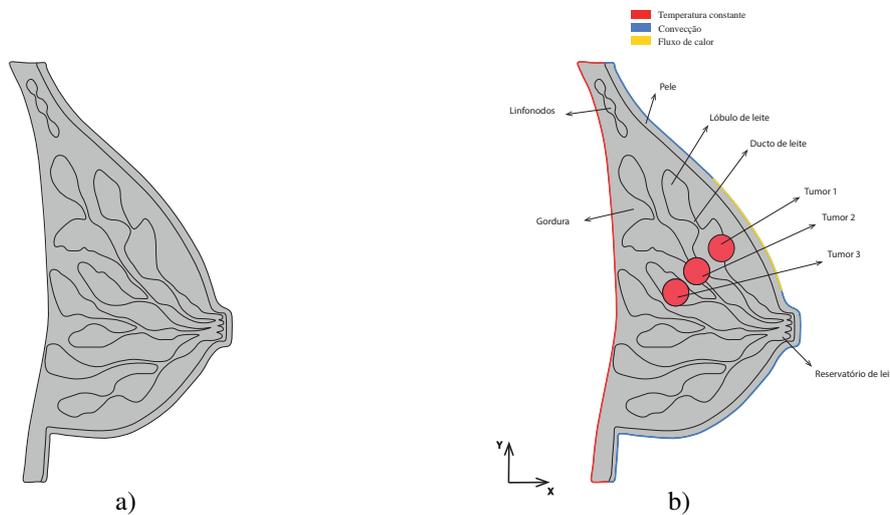


Figura 1. Modelo numérico da mama (a) Mama 2D, e (b) Condições de contorno

A equação de Pennes (1948) foi utilizada para modelar a biotransferência de calor, como descrito em Eq. (1).

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

onde as propriedades  $k$ ,  $c$ ,  $\omega$  e  $\rho$  são a condutividade térmica, calor específico, perfusão sanguínea, e densidade do tecido, respectivamente. O subscrito  $b$  representa as propriedades do sangue. A geração de calor metabólico e temperatura do tecido são  $Q$  e  $T$ , respectivamente. Durante as simulações numéricas a temperatura interna e sanguínea foram consideradas iguais a  $T_{sangue}, T_{corpo} = 37^\circ\text{C}$ . A condição externa da mama foi caracterizadas como convecção natural, onde o coeficiente de convecção térmico escolhido foi  $5 \text{ W/m}^2\text{K}$  e a temperatura do ambiente de  $T_\infty = 22^\circ\text{C}$ . Além disso, a condição de hipertermia foi definida como um fluxo de calor aplicado em uma região limitada na superfície da mama de acordo com informações de contraste térmico obtidas das imagens estacionárias. A Tabela 1 apresenta as propriedades biológicas da mama utilizadas na simulação.

Tabela 1. Propriedades dos tecidos biológicos.

Propriedades	Tecido		
	Pele, Gordura	Nódulos Linfáticos, Duct e Lóbulo	Tumor
Condutividade térmica, $k$ [ $W/mK$ ]	0,21	0,52	0,62
Perfusão sanguínea, $\omega$ [ $1/s$ ]	0,00022	0,00052	0,01600
Massa específica, $\rho$ [ $kg/m^3$ ]	1000	1000	1000
Calor específico, $c$ [ $J/kgK$ ]	4186	4186	4186
Fonte de calor, $Qm$ [ $W/m^3$ ]	420	420	70000

## 2.2 Dano térmico

O modelo de Arrhenius, proposto por Henriques Jr (1947), foi utilizado para avaliar o grau de dano térmico no tecido mamário em função do tempo de exposição durante a hipertermia como descrito em Eq. (2).

$$\Theta = \frac{C_D(t)}{C_0} = 1 - \exp\left\{-\int_0^t A e^{E_a/R_g T(t)} dt\right\} \quad (2)$$

onde  $A$  é o fator de frequência,  $E_a$  é a energia de ativação para ocorrer a desnaturação celular,  $R_g$  é a constante universal dos gases,  $T$  é a temperatura do tecido, e  $\tau$  tempo de hipertermia.  $C_D(t)$  é a concentração de células danificadas,  $C_0$  é a concentração de células intactas antes da aplicação da terapia térmica, portanto,  $C_0 = 1.0$  ou 100 %. O grau de dano térmico máximo é 1.0, que representa aproximadamente 63 % de células minimamente danificadas (Singh *et al.*, 2016). A Tabela 2 mostra os parâmetros de Arrhenius utilizado na simulação numérica.

Tabela 2. Propriedades de Arrhenius de dano térmico.

Propriedades	Tecido mamário	
	Símbolos	
Energia de ativação, [ $J/mole$ ]	$E_a$	$6,03 \times 10^5$
Fator de frequência, [ $1/s$ ]	$A$	$3,1 \times 10^{98}$

## 2.3 Simulação numérica

Durante o estudo foi aplicado um fluxo de calor constante para analisar o contraste térmico na superfície da mama, e posteriormente um fluxo de calor periódico, conforme Fig. 2a, será utilizado para avaliar o aumento de contraste para a condição de hipertermia. A intensidade do fluxo de  $400 W/m^2$  foi utilizada em ambas as fontes térmicas. O modelo de transferência de calor e as condições de contorno no tecido mamário foram resolvidos utilizando um software comercial COMSOL multiphysics pelo método de elementos finitos. A Figura 2b mostra a malha utilizada na simulação composta por 19.582 elementos triangulares.

Neste estudo, os tumores 1, 2 e 3 foram individualmente simulados em diferentes profundidades em estruturas específicas da mama como nos ductos e os lóbulos, como mostra a Figura 1b. O fluxo de calor de  $q'' = 400 W/m^2$  foi aplicado para simular o aquecimento a laser de um tecido mamário com tempos de 180s, 220s e 230s para os respectivos tumores.

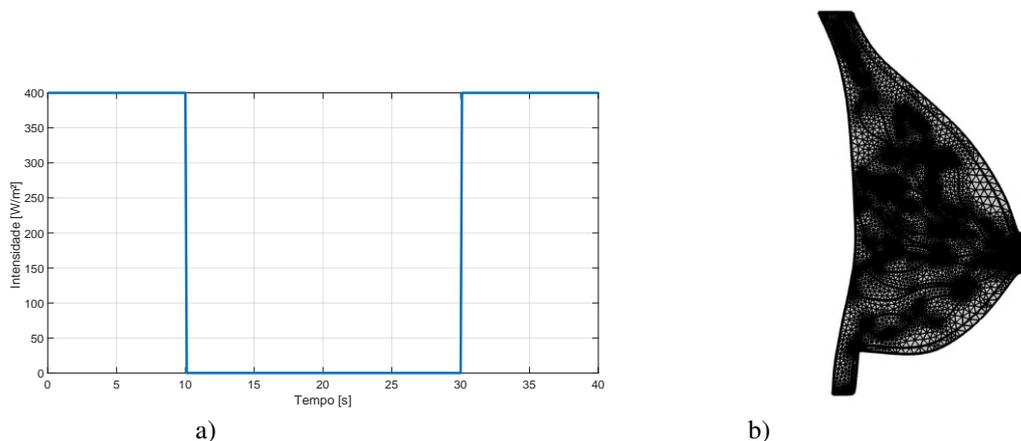


Figura 2. Simulação numérica: a) Onda quadrada, b) Malha numérica do COMSOL

Os tempos de exposição ao fluxo de calor foram obtidos com base no limite de grau de dano térmico de 0,7 escolhido como parâmetro para integridade do tecido. A modelagem do problema utiliza uma simulação da termografia dinâmica para auxiliar na detecção precoce do câncer de mama. A análise foi realizada na mama com e sem tumor em três etapas bem definidas. O estado estacionário, onde a mama atinge o equilíbrio térmico considerando as propriedades invariantes no tempo, submetida apenas a convecção natural na superfície externa. A segunda etapa foi o aquecimento de uma região limitada na superfície externa usando um laser com intensidade e tempo de exposição definidos. A última etapa foi a recuperação térmica, que utilizou apenas a convecção natural como condição limite na superfície externa por um período de 10 minutos. Uma análise da hipertermia utilizando um fluxo de calor periódico foi considerada para avaliar o aumento de contraste térmico durante o funcionamento do laser térmico 10s ligado e 20s desligado.

### 3. RESULTADO

A distribuição de temperatura foi analisada na mama em três etapas: Estacionário, hipertermia e recuperação térmica para os tumores, ILC-1, IDC e ILC-2.

#### 3.1 Tumor 1: Carcinoma lobular invasivo (ILC-1)

Inicialmente, a mama saudável foi analisada no estado estacionário, onde a Fig. 3a mostra a distribuição de temperatura. A mama com o carcinoma lobular invasivo (ILC-1) é destacado na Fig. 3b, onde uma mudança de temperatura é observada, especialmente na região em torno do tumor devido ao aumento de calor metabólico.

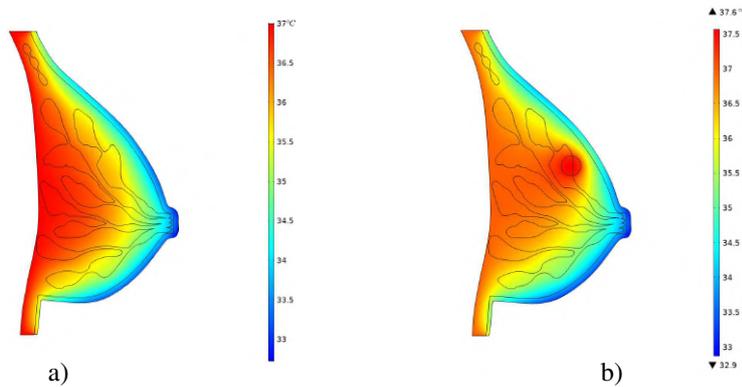


Figura 3. Distribuição de temperatura no Estado Estacionário: a) Mama saudável, e b) com tumor (ILC-1)

Em seguida, a mama foi submetida à uma análise transiente de hipertermia para os tempos de 120s, 180s e 240s. A aplicação do laser térmico aquece a superfície da mama, alcançando uma temperatura acima de 37°C. O fluxo de calor de intensidade de  $400 \text{ W/m}^2$  usado aumenta a temperatura da mama para 43 °C durante o tempo de exposição de 240s. O grau de dano térmico de aproximadamente 0,7 foi o limite máximo aceito para o tecido da mama, devido ao percentual de células danificadas, auxiliando a seleção do tempo de aplicação do laser térmico. O tempo de hipertermia de 120s gerou dano térmico de 0,37, o que está abaixo do parâmetro adotado. Para um tempo de exposição de 180s, o dano foi de 0,74, que é um valor adequado. Conforme mostrada na Fig. 4b. Para os 240s, o dano foi de 0,97, que representa um valor próximo a 1, ou seja, inaceitável para o estudo devido ao alto grau de dano no tecido. Assim, para analisar o ILC-1 exposto a um laser térmico de  $400 \text{ W/m}^2$ , o tempo de 180s foi selecionado para aplicação adequada da hipertermia.

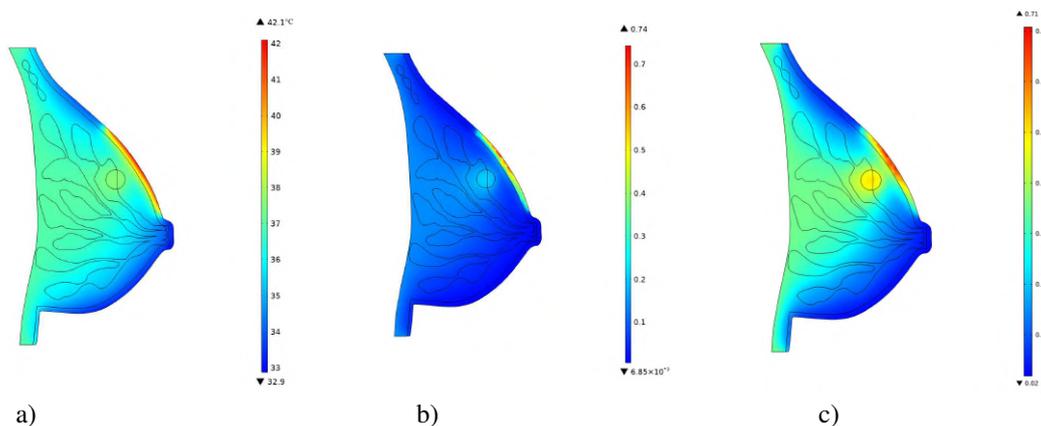


Figura 4. Condição de hipertermia e Dano térmico na mama com ILC-1, (a) Hipertermia de 180s, (b) Grau de dano térmico 180s, (c) Grau de dano térmico em 500s

A última etapa da análise do fluxo constante consiste no estudo da recuperação térmica do tecido mamário, onde o laser térmico não está mais aplicado na superfície externa, ou seja, ocorre apenas a troca de calor por convecção natural. A Figura 5 mostra a diferença entre as temperaturas da superfície externa da mama com e sem tumor após a aplicação da hipertermia (180s) durante alguns tempos de recuperação térmica. O estado estacionário representa a variação da temperatura no equilíbrio térmico com o ambiente externo, ou seja, considerado antes da aplicação do laser térmico. As curvas posicionadas acima do estado estacionário representam ganhos no contraste térmico máximo de 1.3 °C entre a mama saudável e tumoral. Ao longo da recuperação térmica, não houve ganhos de contraste térmico em nenhum instante de tempo, devido a curva está abaixo do estado estacionário.

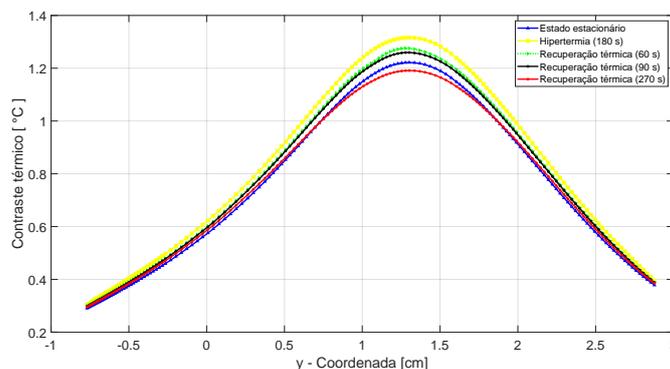


Figura 5. Contraste térmico para a hipertermia de 180s (ILC -1)

As seguintes análises utilizaram o fluxo periódico para verificar a influência no aumento de contraste térmico para o tumor ILC-1 na hipertermia. No estudo, foi utilizado a mesma intensidade do fluxo constante, porém com tempos de operação de 10s ligado e 20s desligado. A Figura 6 mostra a evolução da temperatura em um ponto da região de aplicação do laser de maior temperatura ao longo do tempo de 800s e o aumento do contraste térmico.

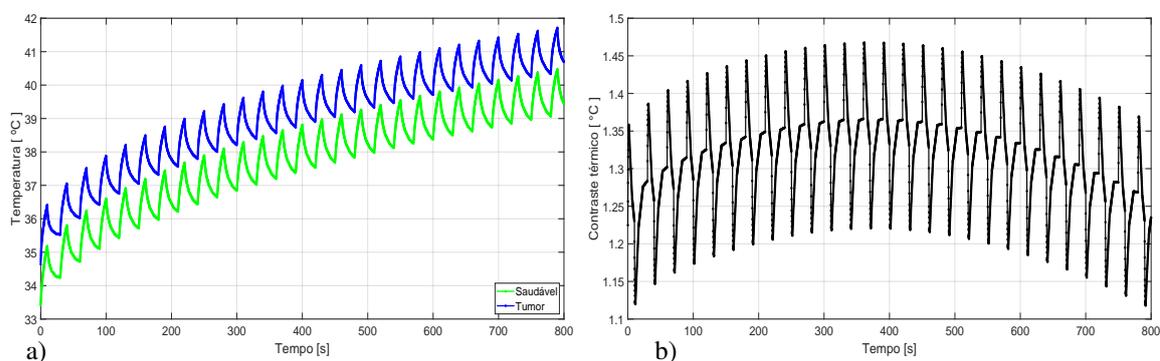


Figura 6. Simulação numérica do caso ILC-1: a) Distribuição de temperatura na mama saudável e tumoral, b) Evolução do contraste térmico

Conforme a Fig. 6a, a maior temperatura ocorreu na mama tumoral e permanece de forma ascendente até o final da análise alcançando temperaturas próximas de 42 °C. É possível observar que a mama com o tumor apresenta uma temperatura inicial diferente da mama saudável, e logo, sob as mesmas condições de aplicação da hipertermia, a tendência do aquecimento é aumentar. Os tempos de funcionamento do laser foram simulados e escolhidos de acordo com o maior contraste térmico da hipertermia. O contraste térmico aumenta até 400s e apresenta um decaimento para tempos maiores, de acordo com a Fig. 6b, devido a perda da efetividade do fluxo periódico para períodos longos de exposição ao calor. Dessa forma, o tempo de exposição ao laser de 800s poderia ser substituído respeitando o dano térmico de 0,7 para tempos até 500s de aplicação conforme a Fig. 4c. Os resultados de ganhos de contraste térmico mostraram que a utilização do aquecimento periódico é mais vantajoso que a aplicação do laser térmico constante, atingindo ainda temperaturas abaixo de 41 °C.

### 3.2 Tumor 2: Carcinoma ductal invasivo (IDC)

O modelo numérico foi simulado para o caso de IDC, onde o tumor de 0,8 cm está localizado na estrutura do ducto da mama. A Figura 7a mostra a distribuição de temperatura na mama com tumor, na qual um distúrbio de temperatura pode ser observado comparado com a estrutura saudável da mama. A condição transiente de hipertermia para os tempos de 150s, 220s e 300s foram consideradas. Os tempos de 150s, 220s e 300s resultaram no dano térmico de 0,4, 0,76 e 1,0 respectivamente. Desta maneira, o tempo de exposição de 220s com 0,76 de dano térmico foi escolhido para aplicação do

laser térmico, conforme apresentado nas Fig. 7b e Fig. 7c, respectivamente.

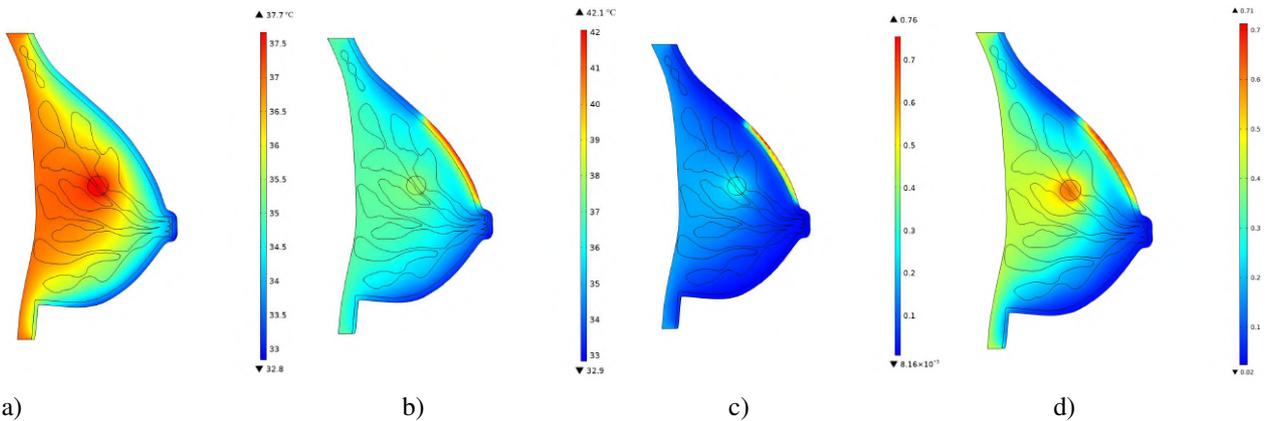


Figura 7. Análise numérica para o caso IDC, a) Estado estacionário, b) hipertermia 220s, c) Grau de dano térmico em 220s, d) Grau de dano térmico em 640s

O tumor foi analisado para os principais tempos de recuperação térmica, como ilustra a Fig. 8, no intuito de avaliar a evolução do contraste térmico após um período de aquecimento de 220s. A análise não retornou, no decorrer da recuperação térmica, valores mais altos de contraste térmico em comparação ao fim da hipertermia. Por isso, para o IDC, a avaliação do contraste térmico durante a recuperação térmica não é necessária.

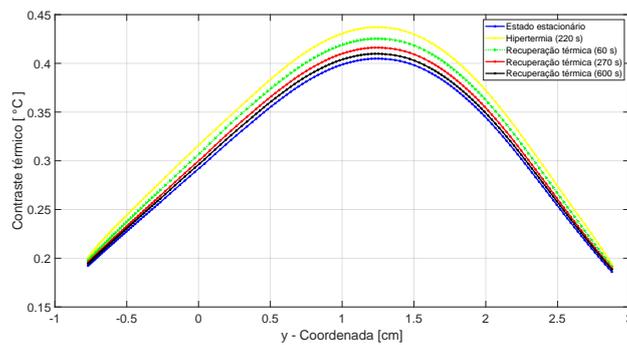


Figura 8. Contraste térmico para a hipertermia de 220s (IDC)

Posteriormente, uma fonte de calor periódico foi utilizada para verificar o aumento no contraste térmico para o tempo de 800s de aplicação do laser. Inicialmente, foi analisado a evolução da temperatura para o tecido saudável e tumoral, como mostra a Fig. 9a. A evolução da temperatura da mama para um tumor de profundidade média, Carcinoma ductal invasivo, teve um comportamento semelhante ao tumor superficial (Fig. 6a), entretanto, a distribuição de temperatura da mama saudável e tumoral ficaram próximas devido a influencia da profundidade, o que impede a temperatura de alcançar os tecidos profundos.

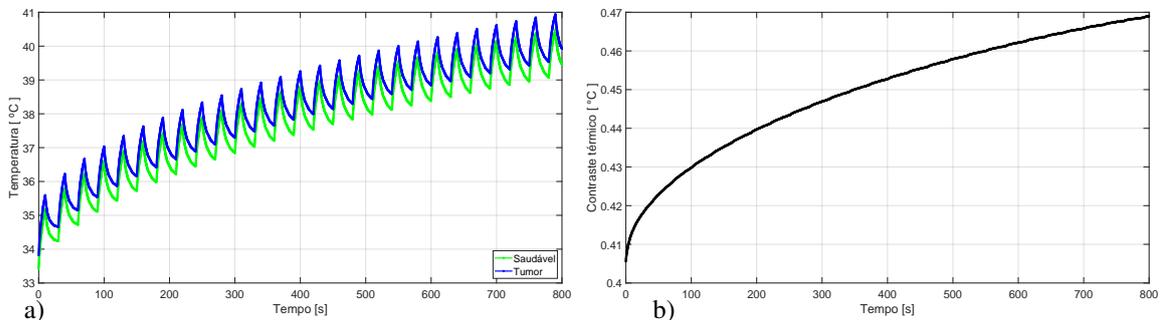


Figura 9. Simulação numérica do caso IDC: a) Distribuição de temperatura na mama saudável e tumoral, b) Evolução do contraste térmico

Em oposição ao tumor (ILC-1) no fluxo periódico, o contraste térmico ocorre no final da hipertermia no tempo de 800s (Fig. 9b), porém representa valores acima do parâmetro de controle de 0,7 estabelecido. Então, o tempo de exposição do laser pode ser adaptado para tempos de até 640s dentro do valor sugerido de dano térmico conforme Fig. 7d. Durante as análises de hipertermia, ocorreu um pequeno aumento do contraste térmico de 0,02 °C em comparação com o fluxo constante para um tumor intermediário localizado no ducto mamário.

### 3.3 Tumor 3: Carcinoma Lobular Invasivo (ILC - 2)

O modelo bidimensional da mama foi simulado para o segundo caso de carcinoma lobular invasivo (ILC-2), onde o tumor, mais profundo, foi inserido na estrutura lobular da mama. A Figura 10a mostra um mapa de cores de temperatura para o tumor da mama, na qual uma mudança no perfil térmico na região da anomalia pode ser observada em comparação ao tecido saudável circundante.

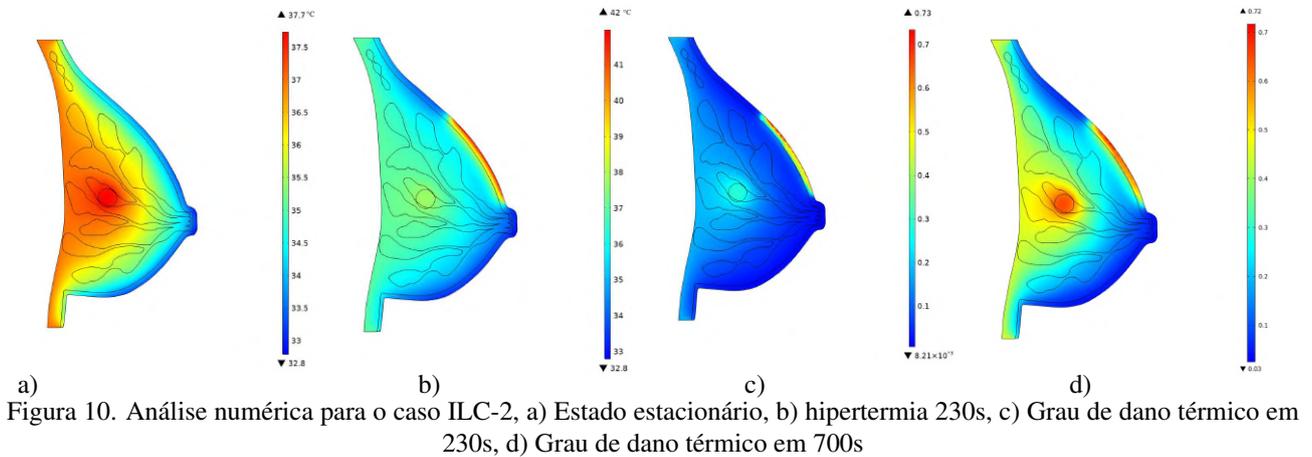


Figura 10. Análise numérica para o caso ILC-2, a) Estado estacionário, b) hipertermia 230s, c) Grau de dano térmico em 230s, d) Grau de dano térmico em 700s

O modelo numérico foi simulado para a condição de hipertermia para os tempos de 160s, 230s e 300s de maneira similar ao IDC. A condição de dano térmico sugerido no estudo foi 0,7 (Fig. 10c), obtida com um tempo de 230s (Fig. 10b) de exposição ao laser térmico. Os tempos de hipertermia de 160s e 300s resultaram em um dano térmico do tecido de 0,39 e 0,97, respectivamente. A Figura 11 mostra o contraste térmico na superfície externa da mama, que permite uma evolução no contraste térmico após um período de aquecimento de 230s. Durante a recuperação térmica não foi possível obter valores maiores de contraste térmico em comparação ao fim da hipertermia. Todos os contraste térmicos são de aproximadamente 0,1 °C. Dessa forma, não foi possível obter ganhos de contraste térmico significativos para ILC-2.

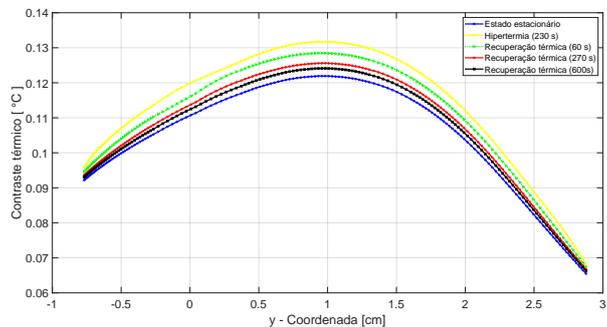


Figura 11. Contraste térmico para hipertermia de 230s (ILC-2)

A seguir, o carcinoma lobular invasivo (ILC-2) foi simulado com uma fonte periódica em um tempo de 800s de exposição para análise dos limites do tecido mamário. As temperaturas da mama saudável e tumoral não apresentaram diferenças significativas, como apresenta a Fig. 12a.

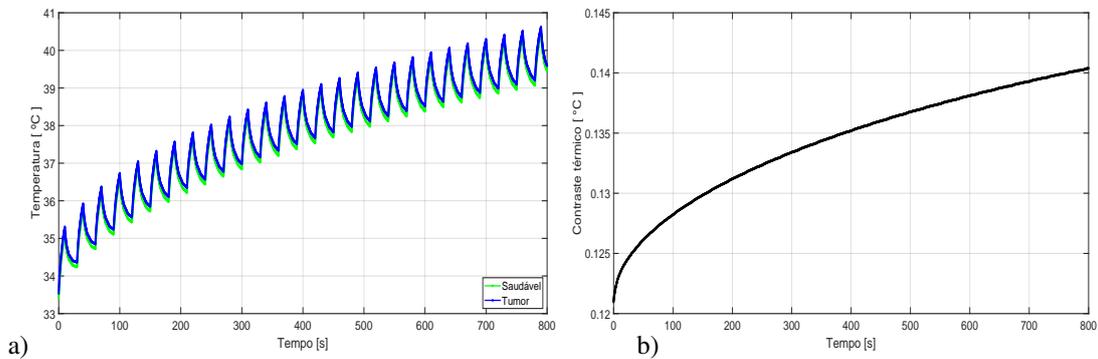


Figura 12. Análise numérica do caso ILC-2: a) Distribuição de temperatura na mama saudável e tumoral, b) Evolução do contraste térmico

A ligeira diferença existente foi devido a localidade que dificulta a obtenção dos dados na superfície da mama através

de câmeras termográficas. O maior contraste térmico foi no tempo final da hipertermia (Fig. 12b), porém ultrapassa o valor sugerido de dano térmico. Portanto, a escolha do tempo de exposição deve ser ajustada para 700s (Fig. 10d), obtido em simulações, se enquadrando ao parâmetro de controle. O contraste térmico utilizando o fluxo periódico para um tumor profundo teve um pequeno aumento em comparação as análises com o fluxo constante.

#### 4. CONCLUSÃO

Neste trabalho, uma mama bidimensional composta por várias camadas foi simulada usando o software comercial COMSOL multiphysics para três casos diferentes de tumores de 0,8 cm de diâmetro em diferentes profundidades dentro do tecido. As análises do estado estacionário identificaram mudanças entre a distribuição de temperatura das mamas com e sem tumores. Para analisar o aumento do contraste térmico em imagens térmicas, análises de hipertermia e recuperação térmica foram adicionadas no estudo, onde a aplicação de um laser térmico de fluxo de calor constante e periódico foram limitados ao grau de dano térmico gerado no tecido mamário. Considerando que o fluxo de calor aplicado foi constante, o contraste térmico máximo ocorre após o término da hipertermia. Durante a recuperação térmica, não foram obtidos maiores contrastes térmicos devido ao método de aplicação do laser térmico. Porém, observa-se que a análise do dano térmico durante a hipertermia é fundamental para otimizar a aplicação do fluxo de calor e a manutenção da integridade do tecido vivo.

Para o fluxo periódico aplicado, o tumor (ILC-1) avaliado em um tempo de exposição de 800s apresentou aumento de contraste térmico até 400s. As simulações numéricas realizadas revelaram que o tempo de exposição de 500s se enquadra no dano sugerido. O tumor (IDC) e (ILC-2) apresentaram contraste térmico máximo no final da hipertermia, no entanto, os tempos de 640s e 680s respectivamente, representaram tempos adequados ao parâmetro de controle de 0,7. Para melhorar a análises futuras, é possível aplicar diferentes formas de fluxos de calor durante a hipertermia e monitorar o dano térmico gerado no tecido. A aplicação da terapia de hipotermia também pode ser avaliada para investigar melhorias no contraste térmico para diferentes casos de tumor.

#### 5. REFERÊNCIAS

- Damasceno, B.V. and Figueiredo, A.A.A., 2021. "Análise numérica da termografia dinâmica para detecção precoce do câncer de mama". In *Proceedings of the 27nd National Congress of Mechanical Engineering Students - CREEM2021*. Curitiba, Brazil.
- Gonzalez-Hernandez, J.L., Recinella, A.N., Kandlikar, S.G., Dabydeen, D., Medeiros, L. and Phatak, P., 2019. "Technology, application and potential of dynamic breast thermography for the detection of breast cancer". *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 131, pp. 558–573.
- Henriques Jr, F.C., 1947. "Studies of thermal injury; the predictability and the significance of thermally induced rate processes leading to irreversible epidermal injury." *Archives of pathology*, Vol. 43, No. 5, pp. 489–502.
- INCA, 2019a. "Câncer de mama". Rio de Janeiro: INCA. 27 Fev. 2022 <<https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-mama>>.
- INCA, 2019b. "Estimativa 2020 : incidência de câncer no brasil/instituto nacional de câncer josé alencar gomes da silva".
- Jacques, S.L., 2006. "Ratio of entropy to enthalpy in thermal transitions in biological tissues". *Journal of biomedical optics*, Vol. 11, No. 4, p. 041108.
- Lawson, R., 1956. "Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer". *Canadian Medical Association Journal*, Vol. 75, No. 4, p. 309.
- Lawson, R.N. and Chughtai, M.S., 1963. "Breast cancer and body temperature". *Canadian medical association journal*, Vol. 88, No. 2, p. 68.
- Medeiros, V.S., Oliveira, J.R.F., Guimarães, G. and Figueiredo, A.A.A., 2019. "Skin heating numerical analysis for breast tumors diagnoses using infrared thermography". In *Proceedings of the 25nd International Congress of Mechanical Engineering - COBEM 2019*. Uberlandia, Brazil.
- Ng, E. and Kee, E., 2008. "Advanced integrated technique in breast cancer thermography". *Journal of medical engineering & technology*, Vol. 32, No. 2, pp. 103–114.
- 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, S., Bhowmik, A. and Repaka, R., 2016. "Thermal analysis of induced damage to the healthy cell during rfa of breast tumor". *Journal of Thermal Biology*, Vol. 58, pp. 80–90.