



## **Análise térmica numérica da pele humana submetida a condições de exames de mapeamento térmico dinâmico e não dinâmico**

### **Numerical thermal analysis of the human skin submitted to dynamic and non-dynamic thermal mapping testing conditions**

Lucas Fernando Alves da Silva Zafanelli<sup>1</sup>

Gilesy Luzia Ströher<sup>2</sup>

Gylles Ricardo Ströher<sup>3</sup>

**Resumo:** Imagens térmicas são ferramentas poderosas para o diagnóstico de doenças, alguns tumores podem ser melhores diagnosticados por meio da avaliação da distribuição de temperatura da região ou órgão de interesse. O mapeamento térmico dinâmico na pele é uma alternativa na identificação de melanomas, uma vez que a região não sadia apresenta uma pequena diferença de temperatura em relação à região circunvizinha sadia. O presente trabalho apresenta resultados de simulações numéricas para a pele humana, apresentando regiões saudáveis e com melanomas, do dano térmico no tecido exposto a fontes de calor e uma avaliação do mapeamento térmico dinâmico e não dinâmico. O modelo térmico utilizado foi o de Pennes em regime estacionário e dinâmico, bidimensional em coordenadas cartesianas, sendo a solução numérica obtida por meio do método de diferenças finitas utilizando-se um esquema implícito. Os resultados sugerem que os instrumentos de imagens térmicas precisam ser de alta sensibilidade para determinar com precisão a extensão da região da pele não sadia e evidenciam que a técnica de exame dinâmico tem maior potencial de destacar as diferenças de temperaturas entre a região saudável e não saudável.

<sup>1</sup> UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

<sup>2</sup> UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

<sup>3</sup> UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

**Palavras-chave:** Simulação numérica; Modelo Térmico de Pennes; Mapeamento Térmico.

**Abstract:** Thermal images are powerful tools for the diagnosis of diseases, some tumors can better be diagnosed by evaluating the temperature distribution of the region or organ of interest. The dynamic thermal mapping of the skin is an alternative in the identification of melanoma, because the temperature since no healthy region has a small temperature difference compared to healthy surrounding region. This work presents results of numerical simulations to human skin, presenting healthy regions and melanomas, the thermal damage in tissue exposed to heat sources and an assessment of the dynamic and non dynamic thermal mapping. We used Pennes' model steady state and dynamic two-dimensional and the numerical solution was obtained using the finite difference method with an implicit scheme. The results suggest that the thermal imaging instruments need to have high sensitivity to accurately determine extension of non-healthy skin region and they evidence that the dynamic examination technique has a greater potential to highlight the difference in temperature between the healthy and unhealthy regions.

**Keywords:** Numerical Simulation, Pennes' Model, Thermal Mapping.

---

## 1. Introdução

Segundo Anbar (1998), a alteração de temperatura na pele humana tem sido uma ferramenta para diagnosticar anomalias desde os primórdios da civilização. Homens e curandeiros pré-históricos observaram que após uma lesão ou ferimento, a região afetada apresentava uma elevação na temperatura. Ring (1998) observa que a regulação de temperatura local no corpo é feita através do fornecimento de sangue pelo sistema vascular, onde o sistema nervoso simpático atua na comunicação para aplicar um aumento ou redução no fluxo sanguíneo.

O conhecimento de que a elevação de temperatura poderia ser usada para diagnosticar doenças motivarão vários estudos sobre a transferência de calor em tecidos biológicos. Harry H. Pennes, foi o primeiro a propor um modelo matemático térmico para pele humana, seu modelo ficou conhecido como Equação de Biotransferência de Calor (BHTE). Segundo Pennes (1948), a taxa metabólica e o fluxo sanguíneo são fatores de importância na transferência de calor em organismos vivos. Outros autores como Chen e Holmes (1980) e Weinbaum *et al.* (1984), desenvolveram modelos com alta complexidade na análise matemática para a biotransferência de calor. Entretanto, a equação de Pennes, pela sua simplicidade e razoável precisão continua sendo amplamente empregada para descrever a transferência de calor como pode ser observado em Ströher e Ströher (2014), Cheng e Herman (2014), Ahmadikia *et al.* (2012) e Bezerra (2007).

Atualmente as imagens térmicas são ferramentas poderosas para o diagnóstico de doenças. Entre as técnicas disponíveis, destaca-se a termografia que é uma tecnologia de obtenção de imagens que utiliza a radiação infravermelha emitida pelos corpos. Por ser uma técnica não invasiva e indolor, a termografia mostrou-se uma alternativa interessante em aplicações médicas como: no estudo de processos inflamatórios, na determinação de problemas circulares e na detecção de diversos tipos de câncer, como observado por Bezerra (2007). Segundo este autor, no desenvolvimento de um tumor novos vasos sanguíneos são criados, elevando assim, o fluxo sanguíneo na região e provocando um aumento na temperatura. Bezerra (2007) apresentou uma análise bidimensional, utilizando a solução via Métodos dos Volumes Finitos em malhas-não estruturadas para a BHTE e, posteriormente, uma análise tridimensional para avaliar a utilização da termografia no diagnóstico do câncer de mama. Estes autores obtiveram resultados satisfatórios ao comparar a distribuição de temperatura na pele obtida numericamente com as imagens termográficas.

Os autores Ahmadikia *et al.* (2012) compararam os resultados de modelos térmicos de transferência de calor parabólico e hiperbólico unidimensional, para condições de contorno de fluxo de calor constante, periódico e de pulsos; e avaliaram o dano térmico no tecido através da aplicação destes modelos. Estes autores concluíram que o modelo biotérmico não-Fourier

(hiperbólico) descreve o comportamento térmico melhor que o modelo Fourier (parabólico) e que a taxa de perfusão sanguínea pode ser prevista usando a mudança de fase entre a temperatura na superfície e o fluxo de calor transitório na superfície.

A exposição da pele a altas temperaturas por algum tempo pode ocasionar lesões, como queimaduras que são muitas vezes irreversíveis. O desenvolvimento de queimaduras é um dos problemas do campo de bioengenharia. Dados que forneçam o tempo em que a pele suporta altas temperaturas, antes de sofrer lesões, é muito importante, uma vez que fontes de calor são utilizadas como tratamento terapêutico na área da oncologia Ströher e Ströher (2014). Os autores Ströher e Ströher (2014), apresentaram um modelo bidimensional, transitório para avaliar a temperatura e o dano térmico em tecidos biológicos. Estes autores utilizaram a equação de transferência de calor de Pennes e o modo de condução de calor foi avaliado de duas diferentes abordagens, pela lei clássica de Fourier e a lei não-Fourier proposta por Cattaneo (1958) e Vernotte (1958). Ströher e Ströher (2014) constataram uma diferença significativa entre as abordagens parabólica e hiperbólico na avaliação da temperatura. Diversos estudos buscam aprimorar o entendimento da distribuição de temperatura em tecidos biológicos segundo propriedades fisiológicas para tecidos saudáveis e não saudáveis.

O presente trabalho apresenta resultados de simulações numéricas para a pele humana que apresenta regiões saudáveis e com melanomas. O modelo térmico utilizado foi o de Pennes em regime estacionário e não estacionário, bidimensional em coordenadas cartesianas, sendo a solução numérica obtida por meio do método de diferenças finitas para o regime estacionário e aplicando metodologia implícita para o caso de regime não permanente, ou dinâmico. Em regime permanente, avaliou-se a influência do calor metabólico e do tamanho do melanoma com a variação de temperatura na região afetada. Para o caso dinâmico, verificou-se o dano térmico na pele e a variação de temperatura entre a região de pele saudável e não saudável durante o processo de recuperação térmica utilizado para diagnóstico de melanomas.

## 2. Métodos

O modelo térmico de Pennes, é amplamente empregado para descrever a transferência de calor em tecidos biológicos e pode ser dado por:

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = -\nabla q + \omega_b \rho_b c_b (T_a - T) + q_{met} + q_{ext} \quad (1)$$

em que,  $\rho_t$  e  $c_t$  são a massa específica e calor específico da pele respectivamente,  $\rho_b$  é a massa específica do sangue,  $c_b$  é o calor específico do sangue,  $\omega_b$  é a taxa de perfusão sanguínea,  $T_a$  é

a temperatura do sangue e  $T$  é a temperatura no tecido da pele,  $q_{met}$  é a geração de calor metabólica na pele e  $q_{ext}$  representa fontes externas, neste estudo  $q_{ext} = 0$ . Na equação (1), o termo de condução de calor pode ser avaliado pela lei Clássica de Fourier:

$$q(\vec{r}, t) = -k\nabla T(\vec{r}, t) \quad (2)$$

em que,  $q$  é o vetor de fluxo de calor que representa o fluxo de calor por unidade de tempo, por unidade de área;  $k$  é constante de condutividade térmica,  $\nabla T$  é o gradiente da temperatura;  $\vec{r}$  é o vetor posição e  $t$  é o tempo. Para o regime estacionário a derivada temporal é nula e o termo de condução de calor torna-se dependente apenas das coordenadas espaciais  $x$  e  $y$ .

A região de domínio para este estudo, tanto para o regime estacionário quanto transitório, foi retangular, ou seja, a avaliação da distribuição de temperatura na pele humana foi realizada em uma área retangular limitada por:  $\{(x, y) \in R^2, 0 \leq x \leq x_{m\acute{a}x}, 0 \leq y \leq y_{m\acute{a}x}\}$ . As condições de contorno aplicadas quando a região do domínio é submetido a uma fonte de calor constante,  $q_0$ , são dadas por:  $-k \partial T / \partial x|_{x=0} = q_0$ ,  $-k \partial T / \partial x|_{x=x_{m\acute{a}x}} = 0$ ,  $-k \partial T / \partial y|_{y=0} = 0$  e  $-k \partial T / \partial x|_{y=y_{m\acute{a}x}} = 0$ ; quando a fonte de calor é nula:  $-k \partial T / \partial \eta = 0$ , em que  $\eta$  representa à direção normal a direção do fluxo de calor. Adicionalmente para o caso da avaliação de recuperação térmica as condições de contorno na direção  $y$  foram modificadas para:  $-k \partial T / \partial y|_{y=0} = h(T - T_\infty)$  e  $T_{y=y_{m\acute{a}x}} = 37^\circ C$ .

Para obter o modelo numérico dinâmico a equação (1) foi discretizada utilizando uma metodologia implícita para a variação temporal de temperatura e de diferenças centrais de segunda ordem para as derivadas espaciais, obtendo-se a seguinte equação em diferenças finitas

$$\frac{T_{i,j}^{n+1} - T_{i,j}^n}{\Delta t} = k \left\{ \frac{T_{i-1,j}^{n+1} - 2T_{i,j}^{n+1} + T_{i+1,j}^{n+1}}{\Delta x^2} + \frac{T_{i,j-1}^{n+1} - 2T_{i,j}^{n+1} + T_{i,j+1}^{n+1}}{\Delta y^2} \right\} + \alpha(T_a - T_{i,j}^{n+1}) + \delta_{i,j} \quad (3)$$

em que,  $\alpha = \omega_b \rho_b c_b$  e  $\delta = q_{met} + q_{ext}$ .

Ao anular a derivada temporal o modelo torna-se estacionário, ou seja, não dinâmico, assim a equação (2) reduz para:

$$\frac{T_{i+1,j} - 2T_{i,j} + T_{i-1,j}}{\Delta x^2} + \frac{T_{i+1,j} - 2T_{i,j} + T_{i-1,j}}{\Delta y^2} - BT_{i,j} + \gamma_{i,j} = 0 \quad (4)$$

em que,  $B = \omega_b \rho_b c_b / k$  e  $\gamma = \omega_b \rho_b c_b T a / k + q_{met} / k + q_{ext} / k$ .

A exposição de tecidos biológicos a elevadas temperaturas por algum tempo pode ocasionar queimaduras de primeiro, segundo e terceiro grau. Moritz e Henriques e Henriques e Moritz (1947) foram os primeiros a apresentar um modelo quantitativo para avaliar o dano térmico em tecidos biológicos. Estes autores correlacionaram o dano térmico tecidual como parte integrante de um processo químico e utilizaram uma equação do tipo de Arrhenius, Eq. (5), para avaliar matematicamente o dano:

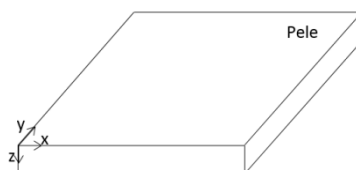
$$\Omega = \int_0^t A e^{-\frac{E_a}{RT}} dt \quad (5)$$

em que,  $\Omega$  é a função dano,  $A$  é o fator de frequência,  $E_a$  é a energia de ativação,  $R=8,314$  J/mol.K é a constante universal dos gases. Utilizou-se  $A = 3,1 \times 10^{98}$  e  $E_a = 6,27 \times 10^5$  dados de Moritz e Henriques (1947). Segundo Liu et al. (1999), as queimaduras de primeiro e segundo grau ocorrem quando a temperatura no tecido da pele ultrapassa  $44^\circ\text{C}$  e a função dano atinge os seguintes valores:  $\Omega > 0,53$  (primeiro grau) e  $\Omega = 1$  (segundo grau).

### 3. Resultados e Discussão

Várias simulações numéricas, utilizando o modelo de Pennes, foram realizadas a fim de avaliar o comportamento térmico da pele em diversas condições, para melhor exposição dos resultados esta seção foi dividida em: Caso 1: Regime Não Permanente (Dinâmico), Avaliação da Queima na Pele, Caso 2: Regime Permanente, Avaliação Térmica com a Profundidade e Caso 3: Regime Não Permanente (Dinâmico) de Recuperação Térmica.

O sistema de coordenadas utilizado é apresentado na Figura 1, nos casos 1 e 3 o domínio computacional representa do plano xy e nos demais casos o plano yz.

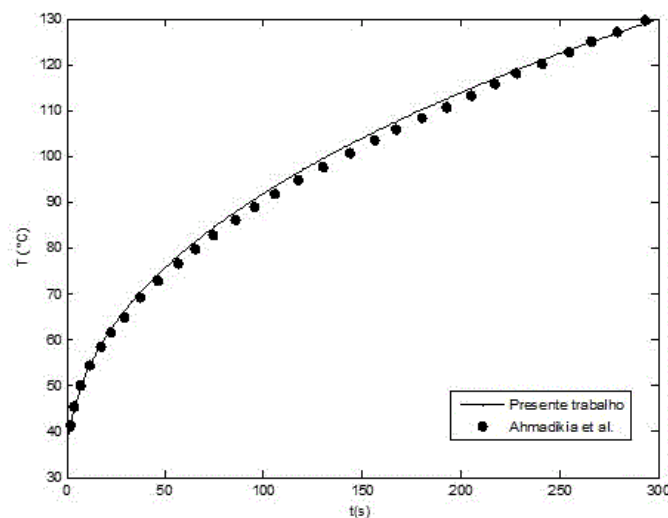


**Figura 1:** Definição do sistema de coordenadas e domínio computacional.

### 3.1. Caso 1: Regime não Permanente, Avaliação de Queima na Pele

Para validar a implementação numérica, comparou-se os resultados numéricos com a solução analítica obtida por Ahmadikia *et al.* (2012). Entretanto, a solução analítica obtida por estes autores é unidimensional. Assim, foi necessário ajustar as condições de contorno para tornar o problema unidimensional. Aplicou-se uma fonte de calor na extremidade esquerda do domínio retangular de  $5000 \text{ W m}^{-2}$ . Os valores das propriedades físicas da pele foram os mesmos utilizados em Zafanelli *et al.* (2015), onde se encontra também a etapa de verificação detalhada da solução numérica utilizada no presente trabalho. Contudo, será apresentado apenas a verificação para o caso comentado no parágrafo anterior, o leitor interessado no detalhamento da verificação da solução numérica pode consultar Zafanelli *et al.* (2016).

Na Figura 2, pode-se observar um resultado satisfatório entre os valores da solução analítica e da solução numérica do presente trabalho.



**Figura 2:** Comparação da solução numérica e analítica quando a pele é submetida a uma fonte de calor de  $5000 \text{ W m}^{-2}$ .

O dano térmico sofrido pela pele pode ser avaliado por meio da equação (5), assim optou-se avaliar o dano para uma das condições avaliadas por Ströher e Ströher (2014), em que a superfície da pele é submetida a uma fonte de calor de  $5000 \text{ Wm}^{-2}$ , por um período de 16 segundos. Inicialmente, com objetivo de fornecer resultados com bom grau de precisão foi feito um estudo de refinamento da malha espacial e o impacto que este tem sobre os resultados da função dano. A Tabela 2 fornece alguns resultados desta etapa, em que são indicados o tamanho da malha e o tempo físico para atingir  $44 \text{ }^\circ\text{C}$ , primeiro e segundo grau de queimadura. Nota-se

uma variação significativa nos valores obtidos para a função dano à medida que a malha se torna mais refinada. Foram feitas simulações com malhas de 41x41 até 191x191 pontos espaciais. A partir da malha de 161x161 os resultados são praticamente constantes. Naturalmente, observa-se a importância desta verificação para prover maior segurança quantos aos resultados numéricos.

**Tabela 1:** Estudo do refinamento de malha.

| Pontos  | T = 44 °C | $\Omega = 0,53$ | $\Omega = 1,0$ |
|---------|-----------|-----------------|----------------|
| 41x41   | 7,56 s    | 25,63 s         | 27,04 s        |
| 61x61   | 5,23 s    | 19,75 s         | 20,95 s        |
| 101x101 | 3,4 s     | 15,73 s         | 16,87 s        |
| 151x151 | 2,7 s     | 14,7 s          | 15,9 s         |
| 161x161 | 2,55 s    | 14,4 s          | 15,6 s         |
| 171x171 | 2,4 s     | 14,24 s         | 15,36 s        |
| 191x191 | 2,24 s    | 14,08 s         | 15,2 s         |

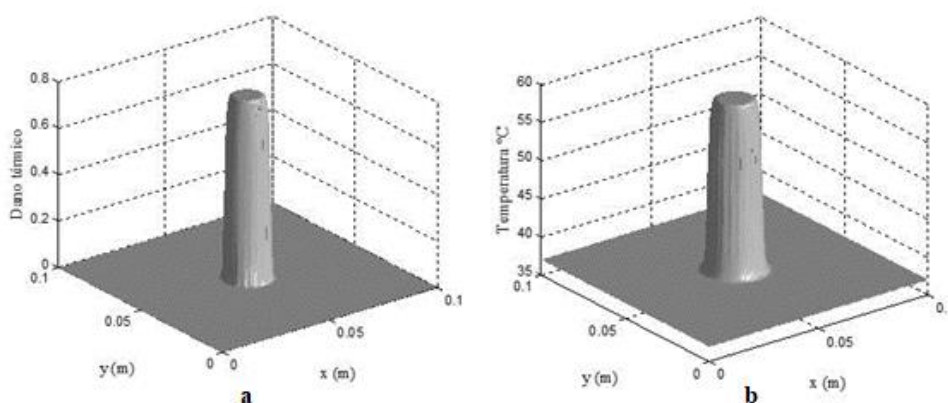
O modelo implementado pode simular o comportamento do tecido exposto a diversas intensidades de calor e o tempo que o tecido suporta as condições térmicas sem sofrer lesões graves. Desta forma, o modelo implementado pode ser uma ferramenta útil para a área da oncologia que utiliza fontes de calor em tratamento terapêutico, como por exemplo a hipertermia de uma região afetada por rádio frequência (micro-ondas) ou por laser. Segundo Felipe (2007), a hipertermia por rádio frequência melhora significativamente os resultados dos tratamentos convencionais, uma vez que as células malignas morrem ao atingir temperaturas superiores a 42 °C. A mucosite oral é um dos principais efeitos colaterais sofrido por um paciente com câncer que é submetido a quimioterapia e radioterapia Rampini *et al.* (2010). Uma alternativa eficaz na prevenção e tratamento da mucosite oral é a utilização de laser de baixa potência Rampini *et al.* (2010). Portanto, o estudo sobre o comportamento térmico da pele humana submetidos a diversas condições são essenciais para que permita o desenvolvimento de novos métodos de diagnósticos e tratamentos.

Reajustando as condições de contorno o modelo novamente pode avaliar a distribuição de temperatura em duas dimensões, possibilitando assim, a avaliação de uma superfície submetida a uma fonte de calor. Aplicou-se uma intensidade de calor de  $8,5 \times 10^6 \text{ W m}^{-3}$  sobre uma superfície de diâmetro 0,02 m em uma região retangular de dimensões  $x_{\text{máx}} = 0,1 \text{ m}$  e  $y_{\text{máx}} = 0,1 \text{ m}$  para avaliar o dano térmico e a temperatura na pele. A Figura 3(a) mostra o perfil da função dano na superfície da pele quando esta atinge um valor de 0,53, após 10,56 segundos de exposição. A temperatura da pele, neste momento, foi de 59,46 °C, como pode ser visto na

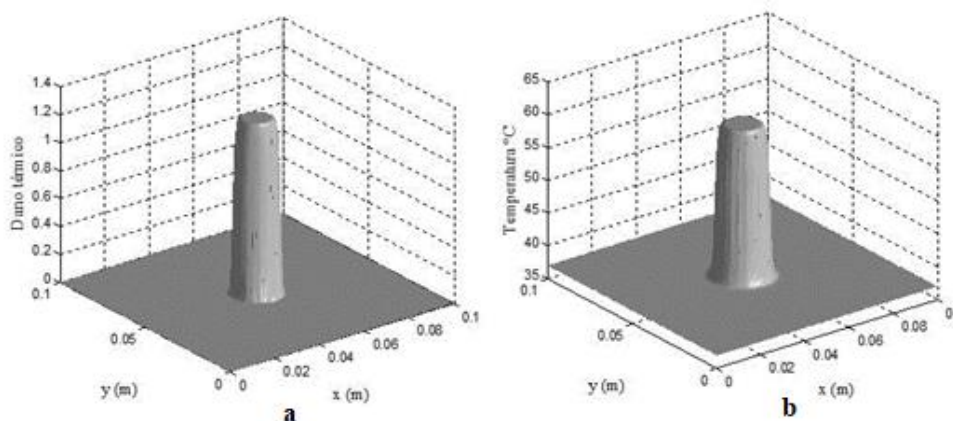


Figura 3(b), ocasionando queimadura de primeiro grau previsto pela função dano. Na Figura 4(a) pode ser observado o perfil da função dano ao atingir o valor numérico 1, após 10,88 segundos de exposição a intensidade de calor e a temperatura que a pele alcançou foi de 60,30 °C, Figura 4(b), ocasionando queimadura de segundo grau.

Este breve ensaio mostra como o modelo pode ser utilizado combinando intensidade de calor com o tempo de incidência, de modo a não danificar uma região saudável e conseguir bons resultados em tratamentos terapêuticos.



**Figura 3:** (a) Distribuição da Função Dano quando a região aquecida atinge o valor de  $\Omega = 0,53$  e (b) Distribuição de temperatura.



**Figura 4:** (a) Distribuição da Função Dano quando a região aquecida atinge o valor de  $\Omega = 1,0$  e (b) Distribuição de temperatura.

### 3.2 Caso 2: Regime Permanente, Avaliação Térmica com a Profundidade

Anulando a derivada temporal o modelo implementado pode avaliar a distribuição de temperatura na pele em regime permanente. Sendo assim, para as simulações nesta seção o domínio computacional representa o plano xz da Figura 1. As condições de contorno para  $T_{z=z_{máx}} = 37^{\circ}\text{C}$ , foi alterada e as dimensões do domínio foram reajustadas para  $x_{máx} =$

0,01 m e  $z_{\text{máx}} = 0,01$  m, em que  $z_{\text{máx}}$  é a profundidade máxima. Utilizou-se as propriedades termofísicas para a região saudável e com melanoma presente na Tabela 2.

**Tabela 2:** Propriedades Termofísicas.

| <i>Tecido</i> | $k$ ( $W m^{-1} \cdot C$ ) | $\rho$ ( $kg m^{-3}$ ) | $\omega_b$ ( $ml s^{-1} ml^{-1}$ ) | $q_{met}$ ( $W m^{-3}$ ) |
|---------------|----------------------------|------------------------|------------------------------------|--------------------------|
| Saudável      | 0,225 <sup>a</sup>         | 1060 <sup>c</sup>      | 0,00085 <sup>b</sup>               | 361,8                    |
| Melanoma      | 0,558                      | 1030                   | 0,0026 <sup>c</sup>                | 4200-42000 <sup>d</sup>  |

Fonte – <sup>a</sup>Centigul e Herman (2010), <sup>b</sup>Vaupel *et al.* (1989). <sup>c</sup>Luna *et al.* (1989) e <sup>d</sup>Deng e Liu (2004).

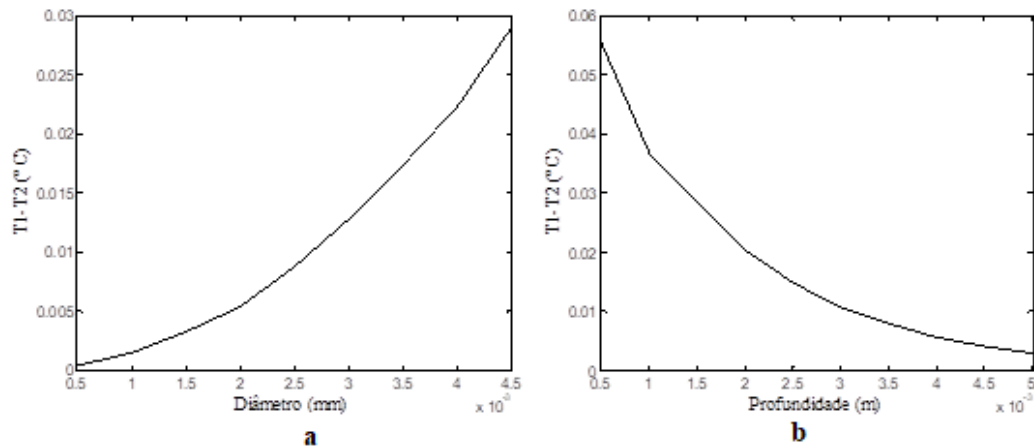
Inicialmente, foi considerado um melanoma circular com diâmetro de 2 mm, posicionado a 0,5 mm de profundidade e em  $x = 0,005$  m. Optou-se em mapear a temperatura em dois pontos específicos sobre a superfície da pele. O primeiro ponto (T1) localiza-se acima do melanoma, ou seja, em  $x = 0,005$  m e  $z = 0$  m e o segundo ponto (T2) localiza-se em  $x = 0,0002$  m e  $z = 0$  m, ou seja, longe da região não sadia. Desta forma, T1-T2 é a diferença de temperatura entre a região afetada e a região saudável.

Avaliou-se a influência do calor metabólico máximo, médio e mínimo sobre a diferença de temperatura entre as regiões saudável e com melanoma. A Tabela 3 mostra os valores obtidos para a respectiva avaliação. Ao observar a Tabela 3, nota-se que a diferença de temperatura é pequena para os casos explorados. A diferença de temperatura é praticamente imperceptível, por exemplo, para o caso em que o taxa de calor metabólico tem o valor máxima testado, a diferença de temperatura prevista pelo modelo foi de 0,0557 °C.

**Tabela 3:** Influência do calor metabólico sobre a diferença de temperatura.

| <b>qmet</b> | <b>T1 (°C)</b> | <b>T2 (°C)</b> | <b>T1-T2 (°C)</b> |
|-------------|----------------|----------------|-------------------|
| Máximo      | 38,5671        | 38,5111        | 0,0557            |
| Médio       | 38,4762        | 38,4531        | 0,0230            |
| Mínimo      | 38,4184        | 38,4162        | 0,0022            |
| Saudável    | 36,0133        | 36,0133        | 0,00              |

Para avaliar qual o comportamento térmico diante de melanomas com diâmetros diferentes, posicionou o melanoma em uma profundidade maior. A localização do melanoma foi de  $x = 0,005$  m e  $z = 0,005$  m e utilizou-se o calor metabólico máximo para esta verificação. Variou-se o diâmetro do melanoma de 0,5 mm a 4,5 mm, como pode-se visualizado na Figura 5(a).



**Figura 5:** Comportamento térmico da pele em relação ao (a) diâmetro do melanoma e a (b) profundidade do melanoma.

Nota-se, a partir da Figura 5(a), que com o aumento do diâmetro do melanoma há um aumento na diferença de temperatura. Entretanto, essa diferença de temperatura é muito pequena devido à profundidade que o melanoma se encontra.

Para verificar qual a influência que a profundidade tem sobre a diferença de temperatura entre a região saudável e com lesão, foram feitas simulações com um melanoma de 2 mm de diâmetro e com calor metabólico máximo. Foram exploradas profundidades variando de 0,5 mm a 5 mm. A Figura 5(b) mostra a diferença de temperatura com o aumento da profundidade do melanoma. Como era esperado, com o aumento da profundidade do melanoma a diferença de temperatura reduz. Assim, a profundidade de um melanoma dificulta sua detecção se o mesmo é mapeado sobre a superfície da pele, uma vez que a diferença de temperatura é praticamente imperceptível. Analisando os três casos estudados, influência do calor metabólico, do diâmetro do melanoma e da profundidade, observa-se que a diferença de temperatura obtida é muito pequena. Desta forma, evidencia-se a necessidade de equipamentos com altíssima sensibilidade térmica de modo a identificar essa pequena variação de temperatura na superfície da pele.

### 3.3 Caso 3: Recuperação térmica

Para o caso em regime permanente (Casos 2), o aumento da temperatura devido à presença de um melanoma é relativamente pequeno como apresentado e discutido no presente trabalho. Zafanelli *et al.* (2016) também constataram via simulação numérica que dependendo das propriedades físicas do melanoma a diferença de temperatura é muito pequena dificultando assim a sua identificação. Uma variação pequena na temperatura requer um equipamento de alta sensibilidade para que possa ser feita uma identificação precisa. Chen *et al.* analisaram a viabilidade e as limitações de determinar áreas não saudáveis a partir do campo de temperatura da superfície da pele. Por meio de simulações numéricas bidimensionais eles concluíram para uma

lesão profunda, o diagnóstico via termografia não fornece sensibilidade suficiente para a detecção de regiões não saudáveis.

Uma alternativa para melhorar a identificação de melanoma via mapeamento térmico foi apresentado recentemente por Cheng e Herman (2014) e Herman (2013), em que é proposto o resfriamento da região de interesse e subsequente mapeamento térmico durante o processo de recuperação térmica, ou seja, basicamente avalia-se a resposta dinâmica da pele para atingir o equilíbrio térmico, ou também conhecido como recuperação térmica. Os autores Cheng e Herman (2014) utilizaram dados experimentais dinâmicos para validar as previsões numéricas do modelo térmico relatado por eles. Os dados experimentais foram obtidos via QUIRI em melanomas malignos e tecido saudável, após submeter à região de interesse a um pacote de gel por 60 segundos a fim de reduzir a temperatura da região para aproximadamente 14 °C. Esta temperatura de resfriamento não traz prejuízo ao paciente, uma vez que a pele é exposta a temperaturas menores em atividades cotidianas. Para simular o comportamento térmico foi considerado uma região retangular com as dimensões  $x_{\text{máx}} = 0,012 \text{ m}$  e  $z_{\text{máx}} = 0,0121 \text{ m}$  e presumiu-se que o melanoma teria forma elíptica, onde o maior diâmetro possui 2 mm e o menor diâmetro 0,5 mm a uma profundidade de 0,44 mm da superfície da pele.

Ao resfriar a superfície da pele, a diferença nas propriedades termofísicas da lesão, em relação ao tecido saudável, resulta em diferenças de temperatura entre a região saudável e a lesão durante o processo de recuperação térmica. Este aumento de temperatura é promovido pelo aumento do metabolismo da lesão cancerosa, assim como pelo aumento da perfusão sanguínea na região afetada (Herman, 2013).

O modelo do presente foi ajustado para simular nas mesmas condições que Cheng e Herman (2014). O coeficiente de transferência de calor por convecção ( $h$ ) e a temperatura ambiente ( $T_{\infty}$ ), foram utilizados como sendo, respectivamente,  $10 \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-1}$  e  $21 \text{ °C}$ . A Figura 10, mostra a comparação dos resultados obtidos pelo modelo do presente trabalho com os obtidos por Cheng e Herman (2014).

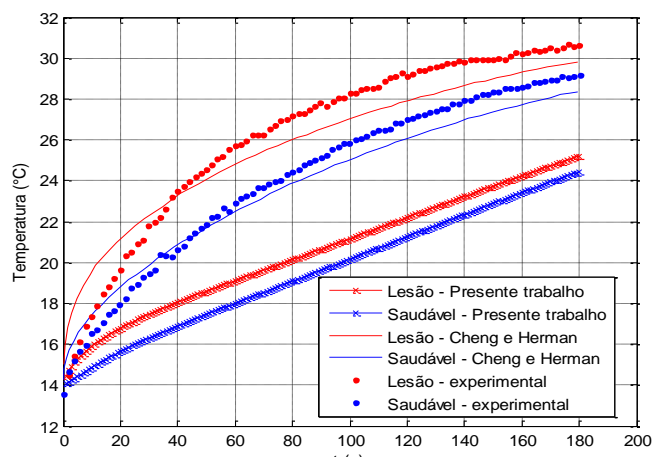


Figura 6: Recuperação térmica.

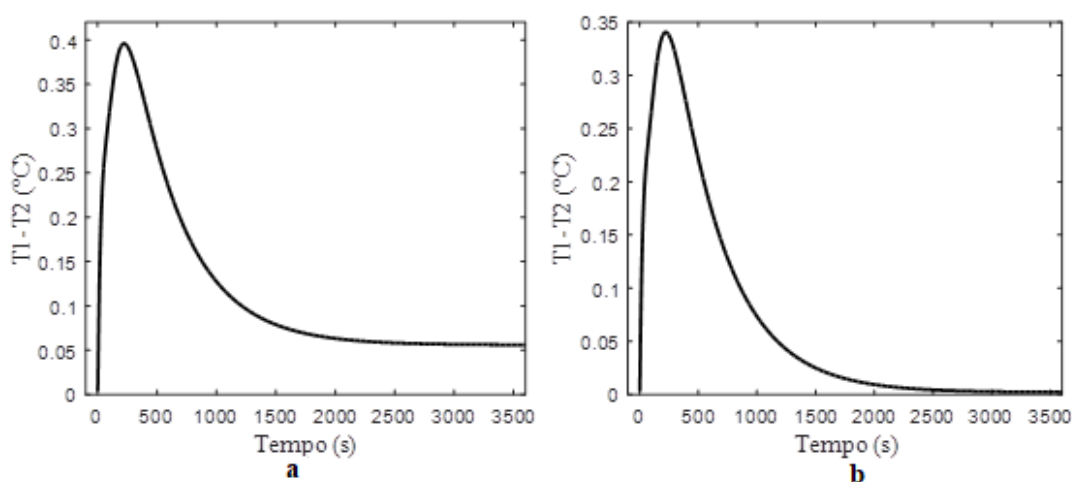
Na Figura 6, observa-se uma diferença significativa entre os resultados obtidos no presente trabalho comparados com os dados experimentais, via QUIRI, e com os dados obtidos por Cheng e Herman (2014). Para atingir um resultado mais próximo dos dados experimentais, os autores Cheng e Herman (2014) aumentaram arbitrariamente o valor numérico da perfusão sanguínea do melanoma para 0,045(1/s). Este valor de perfusão sanguínea, consideravelmente mais alto do que os valores previstos na literatura, como pode-se observar na Tabela 2. Os autores Cheng e Herman (2014) justificaram que as propriedades físicas de melanomas disponíveis na literatura provavelmente subestimam o valor real, dificultando assim a obtenção de informações mais precisas sobre o comportamento térmico em tecidos biológicos. Os autores Cheng e Herman (2014) subdividiram a região da pele em epiderme, derme papilar, derme reticular, gordura e músculo. Assim, para cada camada da pele utilizaram propriedades termofísicas diferentes. Entretanto, no presente estudo utilizou-se as propriedades físicas uniformes em toda a região do tecido, o que pode ter corroborado com a diferença entre os resultados. Tanto o modelo implementado no presente trabalho e quanto o de Cheng e Herman (2014) baseiam-se que o modo de condução de calor pode ser avaliado corretamente pela lei de Clássica de Fourier da condução, ou seja, uma abordagem parabólica.

Recentemente os autores Ströher e Ströher (2014), Ahmadikia *et al.* (2012) e Oliveira *et al.* (2016) apresentaram alguns estudos da distribuição de temperatura na pele comparando a previsão dos modelos térmicos baseados na Lei Clássica de Fourier para a condução de calor (abordagem parabólica) com um modelo não-Fourier (abordagem hiperbólica) e constataram uma diferença significativa entre os modelos. Os autores concluíram que a abordagem hiperbólica, dependendo do gradiente temporal de temperatura e da constante de relaxação térmica, prevê um comportamento térmico dinâmico significativamente diferente do que da abordagem parabólica. Este é outro fator que pode ter influenciado a diferença entre os perfis experimentais e teóricos apresentados na Figura 6.

Como apresentado anteriormente neste trabalho, na seção de regime permanente (caso 2), dependendo do tamanho, do calor metabólico e da profundidade do melanoma a diferença de temperatura entre a pele saudável a região cancerígena é pequena, o que pode dificultar o diagnóstico via mapeamento térmico da região de interesse. Assim simulou-se o comportamento térmico da pele no procedimento dinâmico proposto por Cheng e Herman (2014) e Herman (2013) a fim de avaliar se neste procedimento a assinatura térmica da região tumoral se torna mais evidente. Realizou-se simulações dinâmicas com as mesmas propriedades utilizadas para o caso não dinâmico (regime permanente). O primeiro caso estudado anteriormente, em relação a profundidade do melanoma, foi a influência que o calor metabólico do melanoma sobre a diferença de temperatura. Considerou-se um melanoma de 2 mm de diâmetro posicionado a 0,5

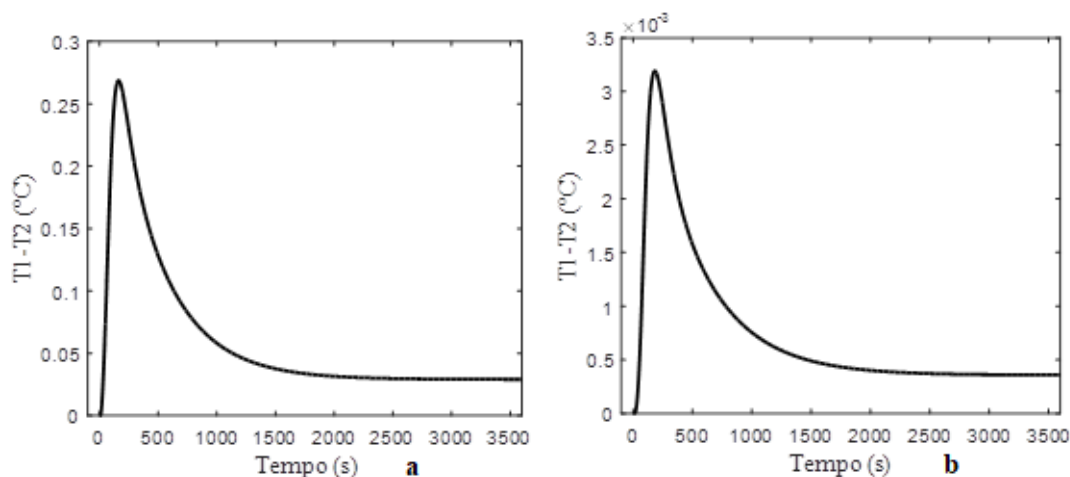
mm de profundidade, com os valores de calor metabólico máximo e mínimo. A Figura 7 mostra a recuperação térmica em função do tempo para as duas situações mencionadas.

A Figura 7(a), mostra a recuperação térmica no tecido contendo um melanoma com valor máximo de calor metabólico. Conforme o aquecimento natural da pele, é perceptível uma elevação na diferença de temperatura para um valor máximo de  $0,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ , em 300 segundos, após esse instante a diferença de temperatura começa a diminuir até que a pele atinga o equilíbrio térmico, apresentando a diferença de temperatura prevista nas simulações anteriores para o caso permanente de  $0,056\text{ }^{\circ}\text{C}$  (Tabela 3). Na Figura 7(b) simulou-se o melanoma com o valor de calor metabólico mínimo e a diferença de temperatura máxima obtida foi de  $0,34\text{ }^{\circ}\text{C}$ .



**Figura 7:** Melanoma com valor de calor metabólico (a) máximo e (b) mínimo.

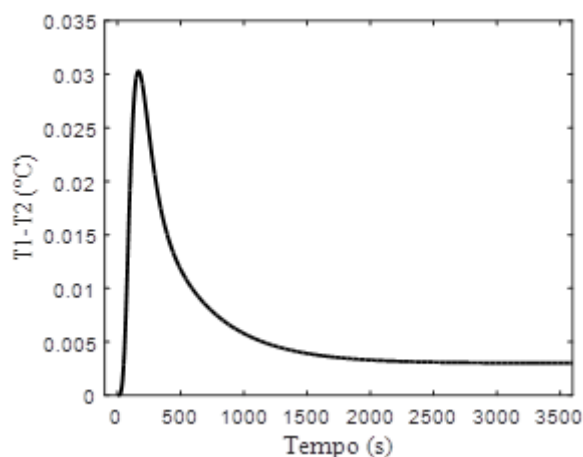
O tamanho do melanoma influencia na diferença de temperatura, devido a um alto fluxo sanguíneo na região lesionada. Em simulações anteriores constatou-se um aumento entre os perfis de temperatura da região lesionada e saudável. Para analisar, novamente, se a diferença de temperatura é maior utilizando o procedimento de mapeamento térmico dinâmico, simulou-se dois melanomas com diâmetros  $0,5\text{ mm}$  e  $4,5\text{ mm}$  posicionado em  $x = 0,005\text{ mm}$ , profundidade  $z = 0,005\text{ mm}$  e calor metabólico máximo. O mesmo foi feito para o caso não dinâmico como pode ser visto na Figura 5(a). A Figura 8(a) mostra que amplitude de temperatura entre as regiões saudável e com presença de melanoma de diâmetro  $4,5\text{ mm}$  foi de  $0,27\text{ }^{\circ}\text{C}$ , entretanto para o melanoma de diâmetro  $0,5\text{ mm}$ , Figura 8(b), a diferença na temperatura foi de  $0,003\text{ }^{\circ}\text{C}$ , praticamente imperceptível. Mesmo sendo muito pequena a diferença de temperatura, o mapeamento térmico dinâmico apresenta um resultado mais elevado que o método não dinâmico.



**Figura 8:** Melanoma com diâmetro de (a) 4,5 mm e (b) 0,5 mm.

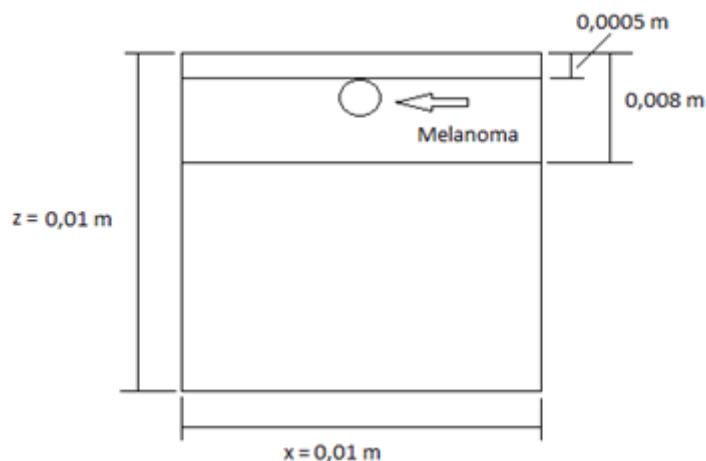
Constatou-se que a localização do melanoma no tecido pode influenciar na leitura entre os perfis de temperatura. Para analisar a influência da profundidade na variação de temperatura para o caso de mapeamento dinâmico, considerou-se um melanoma de diâmetro 2 mm a duas profundidades, primeira a 0,5 mm da superfície e a segunda a 5 mm, ambos com calor metabólico máximo.

Novamente, pode-se observar que durante o processo de recuperação térmica a variação de temperatura apresenta um valor máximo em um determinado instante de tempo e após esse valor a variação de temperatura tende a zero, conforme a pele retorna ao equilíbrio térmico. Como foi visto na Figura 7(a) um melanoma a 0,5 mm de profundidade apresenta uma elevação de temperatura de 0,4 °C. A variação de temperatura do melanoma a 5 mm de profundidade foi de 0,03 °C, apresentado na Figura 9. Nota-se que a variação é bem inferior comparado com um melanoma mais próximo à superfície. Entretanto, os resultados obtidos sugerem que o diagnóstico dinâmico de mapeamento térmico se apresenta como uma alternativa interessante, em relação ao processo não dinâmico.



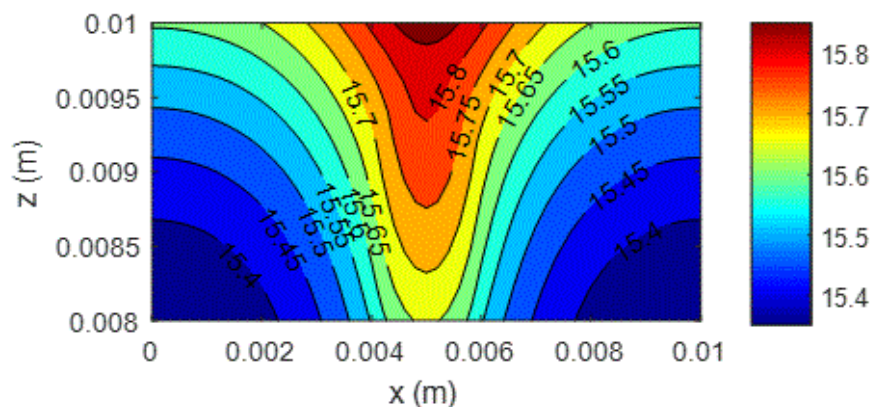
**Figura 9:** Melanoma posicionado a 0,5 mm de profundidade.

A Figura 10 ilustra o domínio computacional  $xz$  que contém um melanoma com 2 mm de diâmetro a uma profundidade igual a 0,5 mm em relação a superfície da pele, sendo a mesma configuração feita para a simulação da Figura 7. Para melhor visualizar a distribuição de temperatura na região que contém o melanoma durante a recuperação térmica, nas figuras 11, 12 e 13 são mostrados os contornos de temperatura na região próxima ao melanoma.



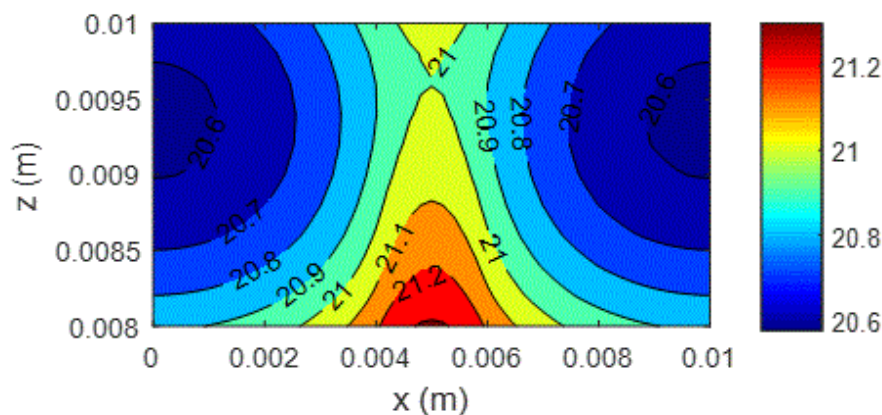
**Figura 10:** Domínio computacional, plano  $xz$ .

As Figuras 11 e 12 mostram o perfil de temperatura durante a recuperação térmica de uma região contendo um melanoma com calor metabólico máximo nos respectivos instantes 60 e 225 segundos (instante de maior diferença de temperatura). A Figura 13 mostra a distribuição de temperatura em todo o domínio, quando a pele já se encontra em equilíbrio térmico. Desta forma é possível verificar a elevação gradual da temperatura e analisar dinamicamente a diferença de temperatura entre a região saudável e com melanoma.

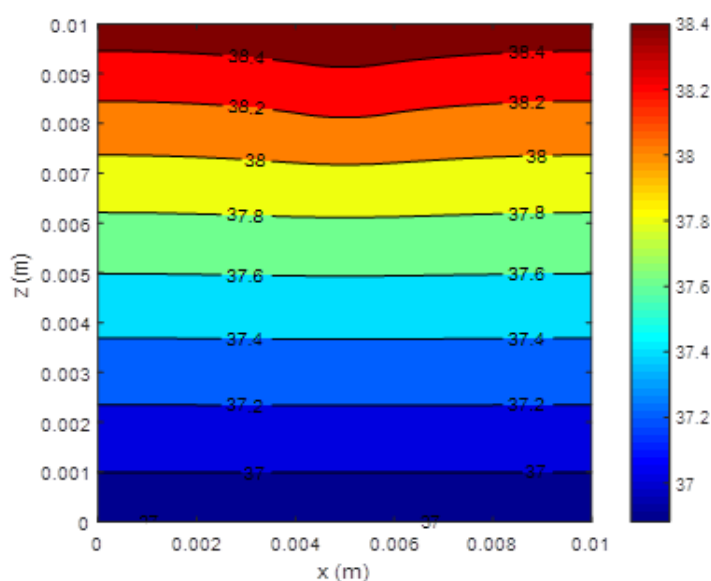


**Figura 11:** Distribuição de temperatura no instante 60 segundos.





**Figura 12:** Distribuição de temperatura no instante 225 segundos.



**Figura 13:** Distribuição de temperatura no instante final (3600 segundos).

Como era esperado, a lesão apresenta maior temperatura em relação à região saudável devido à sua taxa de calor metabólico ser maior. No instante  $t = 60$  segundos, Figura 11, a diferença de temperatura foi de  $0,27$  °C. A Figura 12 mostra o perfil de temperatura no instante 225 segundos em que a diferença de temperatura apresenta seu valor máximo igual a  $0,4$  °C. No instante final, 3600 segundos, a pele praticamente já se encontra em equilíbrio térmico e a diferença de temperatura se reduz para  $0,056$  °C, Figura 13.

#### 4. Conclusões

No presente trabalho utilizou-se o modelo térmico de Pennes para avaliar a distribuição de temperatura na pele em regime permanente e dinâmico, bidimensional em coordenadas cartesianas, sendo a solução numérica obtida por meio do método de diferenças finitas.

Ao analisar uma região com melanoma em regime permanente, observou-se que quanto maior o melanoma, maior será a variação de temperatura em relação à região sadia ao seu redor. Isso ocorre devido às propriedades termofísicas, que são diferentes no local do melanoma, onde há alta vascularização. Entretanto, os resultados obtidos indicaram que a elevação de temperatura é relativamente pequena nas condições exploradas no presente trabalho, sugerindo que os equipamentos de imagens térmicas devem possuir alta sensibilidade para detectar precisamente uma pequena variação de temperatura na extensão da pele que contém o melanoma e desta forma evitando potenciais equívocos no diagnóstico de melanomas via imagens térmicas, a máxima e mínima diferença de temperatura obtida foram 0,056 e 0,0022 °C, respectivamente.

Em regime dinâmico foi possível verificar o dano térmico no tecido quando este é submetido a fontes de calor. Constatou-se que dependendo da intensidade de calor aplicado na pele, a temperatura eleva-se rapidamente ocasionando danos irreversíveis, como queimaduras de primeiro e segundo grau. Sendo assim, uma combinação de intensidade de calor com o tempo de exposição na pele pode ser avaliada pelo modelo implementado de modo que o tecido saudável não sofra danos irreversíveis quando submetido a um tratamento terapêutico térmico.

Ao avaliar o processo de aquecimento dinâmico da pele, por meio do modelo de Pennes, durante o processo de recuperação térmica, observou-se que a diferença de temperatura entre a região saudável e não saudável é maior do que na metodologia não dinâmica, sinalizando que o método dinâmico tem maior potencial de destacar as diferenças de temperaturas, propriedade esta que pode corroborar para o diagnóstico mais preciso de um melanoma.

## 5. Agradecimentos

Os autores agradecem à Fundação Araucária pelo apoio financeiro ao projeto.

## 6. Referências

AHMADIKIA, H. FAZLALI, R. & MODARI, A. 2012 Analytical solution of the parabolic and hyperbolic heat transfer equations with constant and transient heat flux conditions on skin tissue - *Int. Commun. Heat Mass Transf.*, 39, 121–130.

ANBAR, M. 1998. Clinical thermal imaging today. *IEEE Eng. Med. Biol.*, 25–33.

BEZERRA, L. A. 2007. *Uso de imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

CATTANEO, C. 1958. A form of heat conduction equation which eliminates the paradox of instantaneous propagation. *Comp. Rend.*, 247, 431-433.

- CETINGUL, M. P. & HERMAN, C. 2010. A heat transfer model of skin tissue for the detection of lesions: sensitive analysis. *Physics in Medicine and Biology*, 55, 5933-5951.
- CHEN, M. M. & HOLMES, K. R. 1980 Microvascular contributions in tissue heat transfer. *Annals of the New York Academy of Science*, 325, 137-50.
- CHENG, T. & HERMAN, C. 2014. Analysis of skin cooling for quantitative dynamic infrared imaging of near-surface lesions. *International Journal of Thermal Sciences*, 86, 175-188.
- CHEN M.M., PEDERSON C.O., CHATO J.C. 1997. On the feasibility of obtaining three dimensional information from thermographic measurement. *ASME J. Biomech. Eng.*, vol. 99, 58-64.
- DENG, Z. S. & LIU, J. 2004. Mathematical modeling of temperature mapping over skin surface and its implementation in thermal disease diagnostics. *Computers in Biology and Medicine*, 34, 495-521.
- FELIPPE, J. J. Câncer: Tratamento com Hipertermia por Radio Frequência e Oxidação Sistêmica. *Associação Brasileira de Medicina Biomolecular e Nutrigenômica*. Disponível em: <<http://www.medicinacomplementar.com.br/biblioteca/pdfs/Cancer/ca-0386.pdf>>.
- HENRIQUES, F. C. & MORITZ A. R. 1947. Studies of thermal injury, 1. The conduction of heat to and through skin and the temperatures attained therein, a theoretical and an experimental investigation. *American Journal of Pathology*, 23, 531-549.
- HERMAN, C. 2013. The role of dynamic infrared imaging in melanoma diagnosis. *Expert Rev. Dermatol.* 8(2), 177-184.
- LIU, J.; CHEN, X. & XU, L. X. 1999. New thermal wave aspects on burn evaluation of skin subjected to instantaneous heating. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 46 (4), 420-428.
- LUNA, J. M.; GUERRERO, A. H.; MÉNDEZ, R. & ORTIZ, J. L. L. 2014. Solution of the Inverse Bio-Heat Transfer Problem for a Simplified Dermatological Application: Case of Skin Cancer. *Ingenier. mecáni. tecnolog. Desarroll*, (4) (6), 219-228.
- MORITZ, A. R. & HENRIQUES, F.C. 1947. Study of thermal injuries II. The relative importance of time and source temperature in the causation of cutaneous burns. *American Journal of Pathology*, 23, 695-720.
- OLIVEIRA, G. S.; STRÖHER, G. L. & STRÖHER, G. R. Simulação numérica do grau de queimadura da pele humana via modelo unidimensional hiperbólico. XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Química, 2016 Fortaleza – CE, Brasil.
- PENNES, H. H. 1948. Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm. *Journal of Applied. Physiology*, 1, 93-122.
- RAMPINI, M. P.; FERREIRA, E. M. S.; FERREIRA, C. G. & ANTUNES, H. S. 2008. Utilização de Terapia com Laser de Baixa Potência para Prevenção de Mucosito Oral: Revisão de Literatura. *Revista Brasileira de Cancerologia*, 55(1) 59-68.
- RING, E. F. J. 1998. Progress in the measurement of human body temperature. *IEEE Eng. Med. Biol.* 17 (4), 19-24.
- STRÖHER, G. R. & STRÖHER, G. L. 2014. Numerical thermal analysis of skin tissue using parabolic and hyperbolic approaches. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 57, 193-199.

VAUPEL, P.; KALLINOWSK, F. & OKUNIEFF P. 1989. Blood flow, oxygen, nutrient supply and metabolic microenvironment of human tumors: a review. *Cancer Research*, 49, 6449-6465.

VERNOTTE, P. 1958. Les paradoxes de la theorie continue de léquation de la chaleur. *Compte. Rend.*, 246 (22), 3154-3155.

WEINBAUM S.; JIJL L. M. & LEMONS, D. E. 1984. Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer – part I: anatomical foundation and model conceptualization. *Journal of Biomechanical Engineering*, 106, 321-30.

ZAFANELLI, L. F. A. S.; STRÖHER, G. L. & STRÖHER, G. R. Simulações numéricas para avaliação da distribuição de temperatura na pele humana. XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Química, 2016 Fortaleza , Brasil.