



Análise teórica da biotransferência de calor em um órgão humano diagnosticado com câncer renal

Theoretical analysis of heat biotransfer in a human organ diagnosed with kidney cancer

T. C. Ramos; G. Cruz

Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Maranhão, 65080-805, São Luís-MA, Brasil

**thiago.cr@discente.ufma.br*

(Recebido em 05 de abril de 2023; aceito em 15 de setembro de 2023)

Neste estudo foi desenvolvido uma análise teórica do modelo de biotransferência de calor de Pennes, cuja região estudada foi um órgão humano diagnosticado com câncer, mais especificamente câncer renal, onde utilizou-se um método minimamente invasivo de ablação térmica com variação da condutividade elétrica para o tratamento deste. Para essa finalidade foi simulado um gerador de radiofrequência para a necrose coagulativa de células cancerígenas como fonte de calor para o modelo empregado de biotransferência. O software MATLAB, foi utilizado para a realização das simulações numéricas por meio da ferramenta *pdepe*, obtendo-se resultados para um modelo com o valor da condutividade elétrica fixa, σ (0,34 S/m) e um modelo com a condutividade elétrica variável, σ (0,34 a 0,51 S/m) de acordo com a temperatura, com o intuito de demonstrar a importância deste parâmetro na simulação em tecidos vivos. Portanto, pôde-se observar a influência da condutividade elétrica em tratamentos térmicos para tratamentos de diferentes doenças, sem causar maiores danos na vizinhança dos tecidos e órgãos não comprometidos.

Palavras-chave: elementos finitos, pennes, radiofrequência.

In this study, theoretical analysis of the Pennes biotransfer model was developed, whose object studied was a region with cancer, more specifically kidney cancer, where a minimally invasive method of thermal ablation with variation of the electrical conductivity was used to treat it. For this purpose, a radiofrequency generator was simulated for the coagulative necrosis of cancer cells as a heat source for the bioheat transfer model. The software MATLAB, was used to perform the numerical simulations using the tool *pdepe*, obtaining results for a model with a fixed electrical conductivity value (0,34 S/m) and variable electrical conductivity (0,34 to 0,51 S/m) according to the temperature, in order to demonstrate the importance of this parameter in the simulation in living tissues. Therefore, it was possible observe the influence of electrical conductivity in heat treatments for different diseases, without causing greater damage in the vicinity of uncompromised tissues and organs.

Keywords: finite elements, pennes, radiofrequency.

1. INTRODUÇÃO

De maneira geral, o câncer é um dos principais problemas de saúde pública mundial e apresenta-se entre as quatro principais causas de morte prematura (antes dos 70 anos de idade) na maioria dos países subdesenvolvidos [1]. A incidência e a mortalidade por câncer vêm aumentando em diversos países. Segundo a Organização Mundial da Saúde (2020) [2], o câncer é a maior causa de morbidade e mortalidade, com aproximadamente 19 milhões de novos casos e 10 milhões de mortes em 2020, onde uma entre cada cinco pessoas no Mundo desenvolvem câncer durante a vida. É interessante destacar que, um em oito homens e uma em 11 mulheres morrem devido ao câncer todos os anos [3]. O número de casos novos de câncer cresce a cada ano. Para 2020/2022, a estimativa do Instituto Nacional de Câncer (INCA) é a ocorrência de cerca de 625 mil casos novos de câncer no Brasil para cada um dos referidos anos [1].

Nessa perspectiva, surge a necessidade de desenvolver ou melhorar algumas técnicas de tratamentos para os diferentes tipos de câncer. Apesar da ressecção cirúrgica ainda ser o tratamento padrão mais empregado para células malignas, nem sempre é a opção mais viável para os pacientes com outras comorbidades, pois a ressecção cirúrgica pode apresentar um risco de morte para o paciente. Como resultado, uma variedade de tratamentos tem sido desenvolvidos para a destruição de células cancerígenas *in situ*, como a hipertermia [4]. Entre estas técnicas de

hipertermia, pode-se citar: ablação por radiofrequência (ARF), que tem sido a técnica mais utilizada para ablação local [5], a qual será objeto de avaliação desta pesquisa.

Atualmente, o câncer é definido como sendo um conjunto de mais de 100 (cem) doenças, que tem certas propriedades em comum [6]. Algumas destas propriedades foram listadas no trabalho de Hannahan e Weinberg (2011) [7] e os 4 (quatro) conjuntos de propriedades que são comuns a todos os tipos de cânceres, também são chamados de os 4 *hallmarks* do câncer como, por exemplo:

1. Crescimento: autossuficiência em sinais estimuladores de crescimento, insensibilidade para fatores que inibem o crescimento, potencial ilimitado de multiplicação;
2. Imortalidade: bloqueio dos mecanismos naturais de morte celular;
3. Espalhamento: invasão de outros tecidos e capacidade de fazer metástases, escape da resposta imune;
4. Usar o efeito *Warburg*: desregulação energética da célula.

Protocolos minimamente invasivos têm sido bastante empregados para o tratamento de cânceres, e estes apresentam algumas vantagens com relação aos protocolos convencionais [8]:

1. Menor risco de complicações pós-cirúrgicas;
2. Menor tempo de recuperação;
3. Possibilidade de uso de anestesia local ao invés de anestesia geral;
4. Redução de custo do procedimento.

A hipertermia pode ser definida como um tratamento clínico no qual os tecidos tumorais são aquecidos a temperaturas de no mínimo 40-41 °C [9]. As principais técnicas para o aquecimento estão ilustradas na Figura 1.

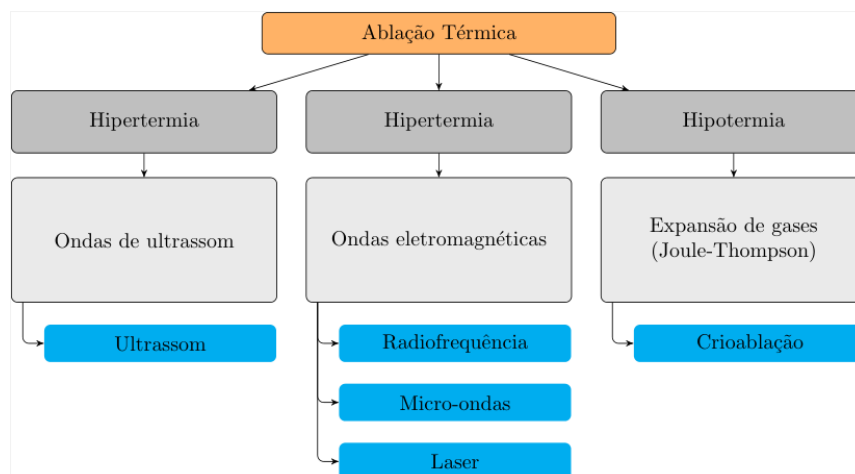


Figura 1: Principais procedimentos de ablação térmica guiados por imagem.

A ablação térmica para hipertermia consiste numa aplicação de calor em um local com câncer por meio de fontes de calor como, por exemplo, micro-ondas, radiofrequência, ultrassom ou laser, induzindo dano celular irreversível. Nesse caso, há um aumento da temperatura até que ocorra a necrose do tecido tumoral [10]. Existem alguns riscos relacionados a ablação, sendo um deles: ablação incompleta do tumor que, conseqüentemente, pode desencadear uma recorrência do tumor na região, bem como um risco de destruição de células saudáveis [11].

A técnica de ablação por radiofrequência (ARF) consiste em aplicar uma corrente elétrica no tecido tumoral e, assim, conseguindo produzir necrose coagulativa do tumor por meio de um aquecimento por resistência [12].

Nas frequências empregadas na ablação por RF (300 kHz – 1000 kHz) dentro da região afetada por um tumor, a corrente elétrica é aplicada em um pequeno raio ao redor da ponta do eletrodo e os tecidos podem ser considerados puramente resistivos [13].

Por este motivo, uma abordagem quase-estática é normalmente utilizada para esta situação [14]. Portanto, a fonte de calor devido a ablação RF (Q_{ext}) é definida de acordo com a Equação 1:

$$Q_{ext} = J \frac{E}{2} \quad (1)$$

onde E é o campo elétrico [V/m] e J é a densidade de corrente elétrica [A/m²], dada pela Equação 2:

$$J = \sigma \quad (2)$$

Desta forma, obtém-se a Equação 3,

$$Q_{ext} = \sigma \frac{|E^2|}{2} \quad (3)$$

onde $|E|$ é a norma de E , σ [S/m] é a condutividade elétrica que vai depender da temperatura pois, com o aumento da temperatura, há uma variação da condutividade elétrica do tecido humano. De acordo com Trujillo e Berjano (2013) [15], a dependência é matematicamente caracterizada por meio de diferentes funções por partes e o modelo matemático que melhor descreve a dependência térmica de σ para uma aplicação de ≈ 500 kHz é uma função por partes, a qual é representada pela Equação 4.

$$\sigma(T) = \begin{cases} \sigma(37)e^{0,015(T-37)} & 0 \leq 99^\circ\text{C} \\ \sigma(37)2,5345 & 99^\circ\text{C} \leq T \leq 100^\circ\text{C} \\ \sigma(37)2,5345 - 0,50183(T - 100) & 100^\circ\text{C} \leq T < 105^\circ\text{C} \\ \sigma(37)2,5345 \times 10^{-2} & T > 105^\circ\text{C} \end{cases} \quad (4)$$

onde $\sigma(37)$ corresponde à condutividade elétrica na temperatura de 37 °C.

Para este trabalho, onde as temperaturas foram mantidas abaixo de 100°C, realizando uma adequação da Equação 3, obtém-se a Equação 5 que melhor descreve o referido problema proposto:

$$Q_{ext} = \frac{|E^2|}{2} \sigma(37)e^{0,015(T-37)} \quad (5)$$

a qual é responsável por descrever o termo fonte de calor Q_{ext} em virtude da ablação por radiofrequência.

Um dos modelos precursores e que melhor descrevem esse tipo de fenômeno, contendo uma boa acuracidade nos resultados, foi o modelo de Pennes [16]. Apesar das limitações, ainda é considerado um dos principais modelos matemáticos utilizados atualmente. Pennes (1948) [16] propôs o seguinte modelo:

$$A \quad \rho c_p = \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + Q_p + Q_m + Q_{ext} \quad (6)$$

onde Q_p é a fonte de calor devido a perfusão sanguínea [W/m³], Q_m é a fonte de calor devido ao metabolismo [W/m³], sendo normalmente menor quando comparado com o calor externo devido à fonte. Nesse sentido, para alguns casos, pode ser desconsiderado da Equação 6 [17], e Q_{ext} é a fonte externa [W/m³]. Nessa pesquisa, a fonte externa é proveniente de uma aplicação de

radiofrequências, k é a condutividade térmica [W/mK], ρ é massa específica do tecido [kg/m³], c_p calor específico do tecido [J/kgK], t tempo [s] e T temperatura [°C].

Para o caso da ablação por radiofrequência, Q_P representa uma perda térmica devido ao resfriamento do tecido pela passagem da corrente sanguínea [18], sendo descrito por meio da Equação 7:

$$Q_P = \omega \rho_b c_b (T_a - T_c) \quad (7)$$

onde que ω é a taxa de perfusão sanguínea [1/s], ρ_b a massa específica do sangue [kg/m³], c_b o calor específico do sangue [J/kgK], T_a a temperatura arterial do sangue no tecido [°C] e T_c que é temperatura do tecido [°C].

2. METODOLOGIA

Para o bom desenvolvimento deste trabalho, a Equação 6 foi resolvida utilizando a ferramenta *pdepe* do *software* MATLAB, versão R2021a. A ferramenta *pdepe* converte as equações diferenciais parciais em equações diferenciais ordinárias, usando uma metodologia de discretização espacial de segunda ordem por meio dos Métodos das Linhas (ML) e dos Elementos Finitos (MEF) [19].

Através de alguns ajustes nas Equação 5, 6 e 7, tem-se a Equação 8:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha \nabla^2 T - D(T_a - T) + \frac{|E|^2}{2} \sigma(T_c) e^{0,015(T-T_c)} \quad (8)$$

onde α é a difusividade térmica [m²/s] e definida conforme Equação 8:

$$\alpha = \frac{k}{\rho c_p} \quad (9)$$

E para facilitar a manipulação matemática, agrupou-se os parâmetros relacionados ao sangue e, assim, obteve-se o parâmetro arbitrário D , o qual é representado pela Equação 10:

$$D = \frac{\omega \rho_b c_b}{\rho c_p} \quad (10)$$

2.1 Principais hipóteses usadas no modelo BHTE

De acordo com Jiji (2009) [20], uma série de simplificações com base em algumas hipóteses para o modelo BHTE são necessárias:

- Região de equilíbrio: a biotransferência de calor entre o sangue e o tecido adjacente ocorre principalmente nos leitos capilares;
- Perfusão sanguínea: o escoamento de sangue nos capilares é assumido isotrópico;
- Arquitetura vascular: os grandes vasos na vizinhança dos leitos capilares não são importantes na biotransferência de calor;
- Temperatura do sangue: o sangue chega no leito capilar na temperatura do núcleo do corpo e instantaneamente, entra em equilíbrio térmico com a temperatura local do tecido.

Devido às hipóteses supramencionadas, é comum considerar que a temperatura do sangue arterial é igual a temperatura do núcleo do corpo humano, ou seja, para este estudo, adotou-se $T_c = 37^\circ\text{C}$, então, tem-se $T_a = T_c$, e ω permanecerá constante e σ variável.

Desta forma, a Equação 8 é reescrita no formato necessário para a resolução da equação unidimensional de biotransferência de calor utilizando o *solver pdepe*. Essa resolução é realizada utilizando discretização nas variáveis x (posição), t (tempo) e u (variável dependente, diferenciada em relação a x e t). Para o caso deste estudo, a variável u representa a temperatura T e, após esta adequação, pode-se utilizar a ferramenta *pdepe*, para determinação da Equação 11 [21]:

$$c\left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x}\right) \frac{\partial u}{\partial t} = x^{-m} \frac{\partial u}{\partial x} \left(x^m f\left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x}\right) \right) + s\left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x}\right) \quad (11)$$

onde m determina o sistema de coordenadas escolhido, sendo adotado aqui $m=0$ (coordenadas cartesianas).

A Figura 2 ilustra uma representação esquemática adotada para a resolução desta modelagem, cujo tipo de câncer estudado foi o câncer renal.

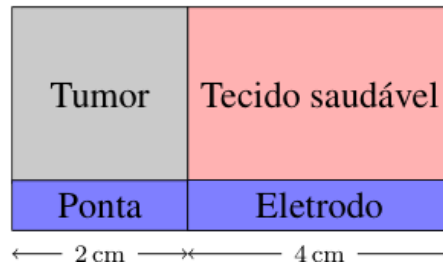


Figura 2: Representação esquemática e aproximada da geometria do problema proposto.

onde $c=1$, $f=\alpha$, e $s = -D(T - T_c) + \frac{E^2}{2\rho c_p} \sigma(37)e^{0,015(T-T_c)}$.

As condições de contorno são apresentadas nas Equações 12 e 13:

$$\frac{\partial(x, t)}{\partial} \Big|_{x=0} = 0 \quad (12)$$

$$T(L, t) = T_c \quad (13)$$

Já a condição de contorno inicial é descrita pela Equação 14:

$$T(x, 0) = T_c \quad (14)$$

Utilizou-se duas rotinas no *software* MATLAB, sendo a primeira com o valor de σ fixo e a outra com o valor de σ variável de acordo com a Equação 4. Então, estes dois valores foram comparados, verificando-se os tempos de residência necessários de cada situação, isto é, com σ fixo e variável, para atingir a zona de temperatura de ablação (> 50 °C).

A análise foi realizada simulando-se uma situação onde o gerador de radiofrequência esteve ligado por 300 s (5min). Este é desligado e observou-se o resfriamento por 600 s (10 min), totalizando-se uma simulação de 900 s (15 min).

É interessante mencionar que a ponta da sonda foi situada diretamente no centro da região do tumor cancerígeno, que dista em torno de 2 cm, sendo que a região total analisada foi de 6 cm, ou seja, existe também uma região saudável de 4 cm, como ilustrado na Figura 2.

Para a realização da análise numérica foram utilizadas as propriedades descritas na Tabela 1, onde para uma das simulações o valor de σ foi fixado e para outro caso variou-se de acordo com a Equação 4. O valor relacionado ao Termo fonte de radiofrequência utilizado foi o campo elétrico E para ambas as simulações, sendo de 1500 [V/m].

Tabela 1: Propriedades térmicas e dielétricas dos rins [22].

Propriedades	Símbolos	Valores
Condutividade Térmica [W/mK]	k	0,54
Massa Específica [kg/m ³]	ρ	1066
Calor Específico [J/kgK]	c_p	3763
Condutividade Elétrica [S/m]	σ	0,34
Perfusão Sanguínea [1/s]	ω	0,002

A Tabela 2 exibe os principais parâmetros para o sangue (fluido não-newtoniano) que foram utilizados no modelo elaborado para este estudo:

Tabela 2: Principais propriedades térmicas do sangue e da região do corpo estudada [23].

Propriedades	Símbolos	Valores
Condutividade Térmica [W/mK]	ρ_b	1050
Calor específico do sangue [J/kgK]	c_b	3617
Temperatura do corpo [°C]	T_c	37
Região estudada [m]		0,06
Região com tumor [m]		0,02

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

As Figuras 3 e 4 apresentam as principais diferenças na distribuição de temperatura quando utilizado σ fixo ou variando-o de acordo com as temperaturas na faixa de 37 a 64,24 °C.

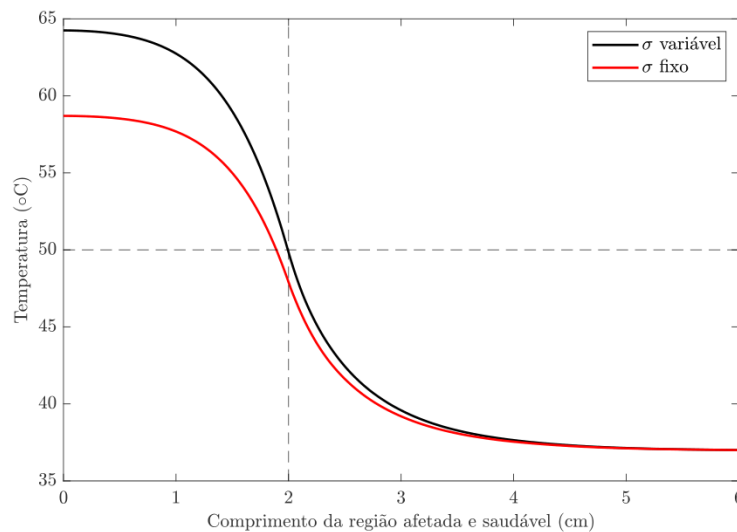


Figura 3: Comparação para a distribuição de temperatura ao longo da região analisada (6 cm), variando ou mantendo-se fixo o parâmetro σ como uma função de temperatura.

Na Figura 3, é possível observar que o modelo com o valor σ fixo, em cerca de 110 mm está abaixo 50 °C, ou seja, este valor está fora da região onde possivelmente pode haver necrose coagulativa (morte celular) [10]. Essa região é fortemente caracterizada pelo aumento das chances de recorrência do tumor, pois, o mesmo não foi todo destruído pelo processo de tratamento termoeletrico [24]. Entretanto, para o modelo proposto com o valor de σ variando de 37 °C a 64,24 °C registrou-se a presença de uma região abaixo de 50 °C muito menor, ou seja, cerca de 10 mm, a qual está fora da região que pode estar suscetível a ocorrência de necrose coagulativa [10].

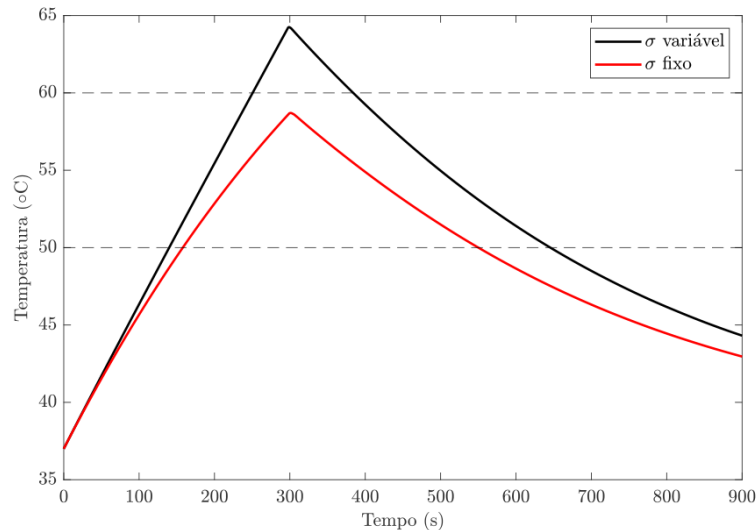


Figura 4: Comparação da distribuição de temperatura durante o tempo analisado, variando e mantendo fixo o parâmetro σ como uma função da temperatura.

Conforme a Figura 4 pode-se observar que o modelo com σ fixo chegou a uma temperatura de 50 °C, caracterizado por um ligeiro atraso em relação ao modelo com σ variável, isto é, houve uma diferença de alcance de equilíbrio térmico de cerca de 158 s, sendo que a temperatura de pico foi de 58,69 °C ocorrendo aos 300 s, momento no qual, durante a simulação numérica, o gerador de radiofrequência foi desligado, encerrando o fornecimento de energia para a região do tumor renal. Entretanto, no modelo com σ variável de acordo com a temperatura, este atingiu uma temperatura de 50 °C aos 140 s. Já para o caso do modelo com σ variável a temperatura de operação conseguiu atingir valores acima de 60 °C. Observou-se também um aumento na condutividade elétrica juntamente com o aumento da temperatura, ou seja, diretamente proporcional, cujo aumento foi de 0,34 a 0,51 [S/m], mantendo-se a temperatura máxima abaixo de 100 °C, apresentando uma boa concordância com o estudo desenvolvido por Prakash e Srimathveeravalli (2022) [23].

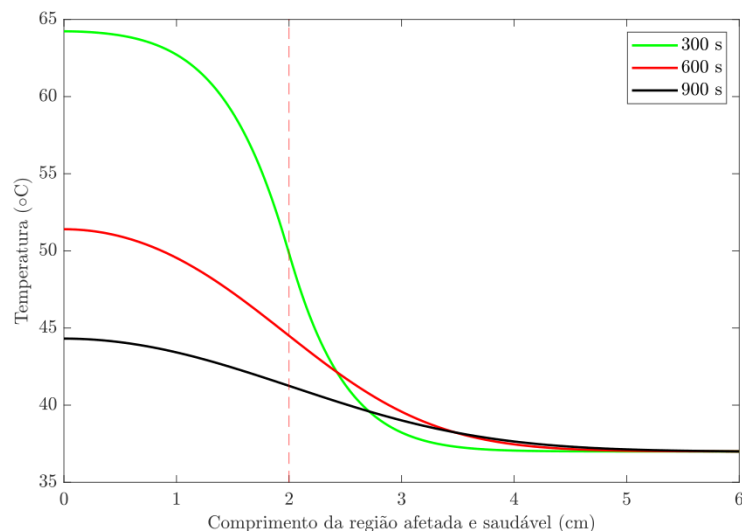


Figura 5: Perfis de temperatura para os três instantes de tempo em função do comprimento total da região estudada (6 cm).

Segundo Nahum Goldberg e Dupuy (2001) [25], a partir da temperatura de 60 °C, o tempo necessário para destruição celular de um tumor cancerígeno diminui drasticamente, sendo este

tempo quase instantâneo. No modelo com σ variável, a temperatura ficou acima de 60 °C por cerca de 133 s. No modelo com σ fixo a temperatura foi mantida acima da temperatura de necrose coagulativa de 50 °C por cerca de 390 s e o modelo com σ variável permaneceu com uma temperatura acima da temperatura de necrose coagulativa (50 °C) por, aproximadamente, 505 s. Ainda de acordo com Nahum Goldberg e Dupuy (2001) [25], acima da temperatura de 50 °C, precisa-se de cerca de 4 min (240 s) a 6 min (360 s) para que ocorra uma necrose coagulativa completa. Na Figura 5 ilustra-se o perfil de temperatura para os três diferentes tempos (300, 600 e 900 s) após o início da simulação. Observou-se que após 600 s, a temperatura atingiu um valor de aproximadamente 51,40 °C, mas ainda se encontrava dentro da região de destruição da necrose coagulativa (morte celular). Apenas no tempo de 640 s do tratamento termoeletrico para as células diagnosticadas com câncer renal, é que este valor de temperatura não atingiu a região de necrose coagulativa [10].

Observou-se também a importância da utilização do parâmetro σ variando com a temperatura. Em ambos os modelos empregados, a destruição de células cancerígenas foi satisfeita, mas no modelo com o σ fixo, para o mesmo valor de E de 1500 V/m, este procedimento apresentou um ligeiro atraso para que a temperatura de necrose coagulativa fosse completa (50 °C).

Convém destacar que na Figura 3, cerca de 10 mm da região com tumor não foi destruída, o que possivelmente pode ter sido um efeito da influência da variação da condutividade elétrica (de 0,34 a 0,51 S/m), e de acordo com Equação 4, inclusive para tal situação específica foi considerada uma atitude viável para realizar o controle do gerador de radiofrequência, para que este não promovesse uma lesão indesejável em um tecido humano saudável.

4. CONCLUSÃO

Neste estudo apresentaram-se dois modelos de biotransferência de calor para tratamento de células cancerígenas em tecidos renais. O primeiro com uma condutividade elétrica variável de acordo com a temperatura e outro com este parâmetro fixado. Para ambos os modelos, foi realizado uma simulação numérica utilizando o software MATLAB, por meio do qual foi possível observar uma forte influência na condutividade elétrica ao se realizar um procedimento de radiofrequência para o tratamento do referido câncer.

Os resultados obtidos se verificaram satisfatórios, mostrando que, quanto mais próximo da realidade for o modelo empregado, melhor será o controle dos procedimentos hospitalares reais, melhorando a eficiência deste e evitando possíveis lesões em tecidos humanos saudáveis. É importante mencionar que este modelo foi significativo para mostrar a importância da utilização de um modelo matemático adequado para o estudo da distribuição de biocalor em tecidos humanos comprometidos ou saudáveis.

Por fim, entende-se que outros estudos versando nessa temática, podem contribuir de maneira mais efetiva e abrangente para melhorar os tratamentos de ablação térmica existentes, aplicados nos mais variados tipos de câncer.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ministério da Saúde. Estimativa/2020 Incidência de Câncer no Brasil [Internet]; 2019 [citado em 13 fev 2022]. Disponível em: <https://rbc.inca.gov.br/index.php/revista/article/view/927>
2. Organização Mundial da Saúde. Agência Internacional de Pesquisa em Câncer [Internet]; 2020 [citado em 13 fev 2022]. Disponível em: <https://www.iarc.who.int/>
3. Sung H, Ferlay J, Siegel RL, Laversanne M, Soerjomataram I, Jemal A, et al. Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: Cancer J Clin.* 2021 May;71:209-49. doi: 10.3322/caac.21660.
4. Jha S, Sharma PK, Malviya R. Hyperthermia: Role and risk factor for cancer treatment. *Achiev Life Sci.* 2016 Dec;10:161-7. doi: 10.1016/j.als.2016.11.004
5. Shah DR. Current oncologic applications of radiofrequency ablation therapies. *World J Gastrointest. Oncol.* 2012;5:71. doi: 10.4251/wjgo.v5.i4.71

6. Ministério da Saúde. ABC do câncer: Abordagens básicas para o controle do câncer. 6. ed. Rio de Janeiro (RJ): INCA; 2020. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/abc-do-cancer-abordagens-basicas-para-o-controle-do-cancer>
7. Hanahan D, Weinberg R. Hallmarks of cancer: The next generation. *Cell*. 2011;144(5):646-74. doi: 10.1016/j.cell.2011.02.013.
8. Hynynen K, Freund W, Cline H, Chung A, Watkins R, Vetro J, et al. A clinical, noninvasive, MR imaging-monitored ultrasound surgery method. *RadioGraphics*, 1996;16(1):185-95. doi: 10.1148/radiographics.16.1.185.
9. Baronzio G, Parmar G, Ballerini M, Szasz A. A brief overview of hyperthermia in cancer treatment. *J Integr Oncol*. 2014;3:1. doi: 10.4172/2329-6771.1000115
10. Tseng H, Lin SE, Chang YL, Chen MH, Hung SH. Determining the critical effective temperature and heat dispersal pattern in monopolar radiofrequency ablation using temperature-time integration. *Exp Ther Med*. 2016 Mar;11:763-8. doi: 10.3892/etm.2015.2956
11. Andreozzi A, Brunese L, Iasiello M, Tucci C, Vanoli GP. A new thermal damage-controlled protocol for thermal ablation modeled with modified porous media-based bioheat equation with variable porosity. *Processes*. 2022;10:236. doi: 10.3390/pr10020236
12. Wang X, Gao H, Wu S, Bai Y, Zhou Z. RF ablation thermal simulation model: Parameter sensitivity analysis. *Technol Health Care*. 2018;26:179-92. doi: 10.3233/THC-174542
13. Berjano EJ. Theoretical modeling for radiofrequency ablation: State-of-the-art and challenges for the future. *Biomed Eng Online*. 2006;5:24. doi: 10.1186/1475-925X-5-24
14. Plonsey R, Heppner DB. Considerations of quasi-stationarity in electrophysiological systems. *Bull Math Biophys*. 1967 Dec;29:657-64. doi: 10.1007/BF02476917
15. Trujillo M, Berjano E. Review of the mathematical functions used to model the temperature dependence of electrical and thermal conductivities of biological tissue in radiofrequency ablation. *Int J Hyperthermia*. 2013 Sep;29:590-7. doi: 10.3109/02656736.2013.807438
16. Pennes HH. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J Appl Physiol*. 1948 Aug;1:93-122. doi: 10.1152/jappl.1948.1.2.93
17. Andreozzi A, Brunese L, Iasiello M, Tucci C, Vanoli GP. Bioheat transfer in a spherical biological tissue: A comparison among various models. *J Phys Conf Ser*. 2022;1224:012001. doi: 10.1088/1742-6596/1224/1/012001
18. Haines DE. Biophysics and pathophysiology of radiofrequency lesion formation. In: Shoei K, Huang S, Miller JM, editors. *Catheter ablation of cardiac arrhythmias*. 4. ed. Philadelphia (US): Elsevier; 2019. doi: 10.1016/B978-0-323-52992-1.00001-6
19. Stadler T, Knoop JH, Decker S, Pfeifer P. Numerical simulation approach for a dynamically operated sorption-enhanced water-gas shift reactor. *Processes*. 2022 Jun;10:1160. doi: 10.3390/pr10061160
20. Jiji LM. *Heat conduction*. 3. ed. Berlin (DE): Springer; 2009.
21. MathWorks. Solve 1-D parabolic and elliptic pdes [Internet]; 2022 [citado em 14 fev 2022]. Disponível em: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/pdepe.html>
22. Hasgall PA, Di Gennaro F, Baumgartner C, Neufeld E, Lloyd B, Gosselin MC, et al. IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. Version 4.1; 2022. doi: 10.13099/VIP21000-04-1
23. Prakash P, Srimathveeravalli G. Principles and technologies for electromagnetic energy based therapies [Internet]. Elsevier; 2022. doi: 10.1016/C2019-0-00033-7
24. Hines-Peralta A, Goldberg SN. Review of radiofrequency ablation for renal cell carcinoma. *Clin Cancer Res*. 2004 Sep;10:6328S-34S. doi: 10.1158/1078-0432.CCR-050004
25. Nahum Goldberg S, Dupuy DE. Image-guided radiofrequency tumor ablation: Challenges and opportunities—part I. *J Vasc Interv Radiol*. 2001 Sep;12:1021-32. doi: 10.1016/s1051-0443(07) 61587-5