

Mô phỏng ảnh hưởng của tác nhân nhiệt đến cơ thể dựa trên mô hình truyền nhiệt

Đỗ Khoa Bình

Khoa Y, Trường Đại học Nguyễn Tất Thành, Thành phố Hồ Chí Minh, Việt Nam
dkbinh@ntt.edu.vn

Tóm tắt

Tác nhân nhiệt hiện nay là phương pháp được sử dụng phổ biến trong vật lý trị liệu để điều trị giảm đau thông qua cơ chế tăng cường tuần hoàn, giãn cơ, thay đổi tốc độ dẫn truyền thần kinh. Mục tiêu của nghiên cứu nhằm mô phỏng và phân tích ảnh hưởng của tác nhân nhiệt lên cơ thể người dựa trên mô hình truyền nhiệt sinh học, qua đó làm rõ vai trò của thời gian tác động và đặc tính các lớp mô đối với quá trình lan truyền nhiệt. Phương pháp nghiên cứu được thực hiện bằng mô phỏng số, sử dụng phương trình nhiệt sinh học Pennes kết hợp với phần mềm QuickField trong mô hình đối xứng trục gồm ba lớp mô sinh học: da, mỡ và cơ. Kết quả mô phỏng cho thấy nhiệt độ lan truyền vào bên trong cơ thể phụ thuộc vào thời gian tác động, độ dày của các lớp mô, tính chất lý hóa của mô sống. Nhiệt chủ yếu được hấp thụ tại lớp da và lớp mỡ, trong khi mức tăng nhiệt tại lớp cơ thay đổi đáng kể giữa các vùng cơ thể. Nghiên cứu này cung cấp cơ sở định lượng cho việc lựa chọn thời gian và mức nhiệt tác động phù hợp với từng vùng mô cụ thể, góp phần hỗ trợ tối ưu hóa sử dụng các thiết bị nhiệt trị liệu trong thực hành lâm sàng.

Nhận 16/01/2026
Được duyệt 03/05/2026
Công bố 28/05/2026

Từ khóa

Tác nhân nhiệt;
điều trị giảm đau;
mô hình truyền nhiệt.

© 2026 Journal of Science and Technology - NTTU

1 Đặt vấn đề

Nhiệt trị liệu là phương pháp được sử dụng phổ biến trong vật lý trị liệu để giảm đau, tăng cường tuần hoàn máu tới vùng mô cần điều trị. Phương pháp này có thể được sử dụng độc lập hoặc kết hợp với các phương pháp khác như kéo giãn, điện xung, laser công suất thấp, siêu âm xung để tăng hiệu quả điều trị. Với mục đích làm nóng vùng mô cần điều trị, có hai phương pháp cơ bản là tăng nhiệt trực tiếp (đèn hồng ngoại, đắp paraffin, tắm nhiệt,...) và gián tiếp (siêu âm, sóng ngắn, vi sóng,...). Các phương pháp tăng nhiệt trực tiếp chủ yếu làm nóng vùng mô gần bề mặt, các hiệu ứng kích thích sinh học xảy ra khi nhiệt độ mô được tăng lên trong khoảng (38-

45) °C. Nhiệt độ trên 45 °C có thể gây bỏng, làm biến tính các enzym, gây nên các tổn thương không phục hồi được. Các yếu tố ảnh hưởng trực tiếp tới kết quả điều trị là nhiệt độ, thời gian tác dụng, tính chất của vùng mô tác dụng. Trong lâm sàng, việc sử dụng liều lượng điều trị tăng nhiệt trực tiếp lên vùng mô của cơ thể mới chỉ dựa trên kinh nghiệm của bác sĩ và các thông số cài đặt sẵn trên thiết bị, chưa có nghiên cứu nào tại Việt Nam xác định độ sâu tác dụng của nhiệt độ với các vùng mô và thời gian điều trị khác nhau.

Nhiều phương pháp nghiên cứu đã được phát triển trên thế giới để xem xét quá trình tương tác của tác nhân nhiệt đối với mô sống. Trong đó, phương trình Pennes được giới thiệu vào năm 1948 [1] được nhiều nhà

nghiên cứu sử dụng để phân tích ảnh hưởng của nhiệt độ đối với mô sống. Tuy nhiên, phương trình này chỉ sử dụng được với lớp mô được giả định là đồng nhất, không có sự phân biệt về tính chất giữa các lớp mô khác nhau. Hiện nay, một số phần mềm mô phỏng đã được xây dựng để khảo sát tương tác của nhiệt với cơ thể dựa trên phương trình Pennes, có thể thực hiện được đối với các lớp mô khác nhau, như phần mềm Comsol Multiphysics [2], QuickField [3], ANSYS [4]. Nghiên cứu [4] đã sử dụng phần mềm ASYS phiên bản 14.0, dựa trên phương trình Pennes để dự đoán mức độ thoải mái của da người khi chịu tác động của nhiệt. Các nghiên cứu [5, 6] sử dụng phần mềm Comsol để mô hình hóa quá trình phân bố nhiệt trong mô vú của người trong hỗ trợ chẩn đoán ung thư vú. Nghiên cứu [2] sử dụng phần mềm Comsol để khảo sát sự phân bố của nhiệt vào bên trong mô dưới tác dụng của các phương pháp khác nhau là nhiệt hồng ngoại và vi sóng. Phương trình Pennes cũng được sử dụng trong việc tính toán sự phân bố nhiệt độ trong cơ thể khi có khối mô ung thư bằng mô hình 2D [7], và phương pháp sai phân hữu hạn để so sánh sự thay đổi nhiệt độ trong mô thường và mô ung thư [8]. Nghiên cứu [2] đã trình bày phương pháp tính toán quá trình truyền nhiệt trong da sử dụng mô hình một lớp và nhiều lớp bằng phần mềm Quickfield. Mặc dù có nhiều nghiên cứu sử dụng phương trình Pennes để khảo sát các quá trình lan truyền nhiệt bên trong mô sinh học trong các điều kiện khác nhau, tuy nhiên, chưa có nghiên cứu khảo sát sự truyền nhiệt ở các loại mô khác nhau trong cơ thể và các độ dày khác nhau. Nghiên cứu này thực hiện khảo sát quá trình lan truyền nhiệt bên trong mô cơ thể với các khoảng thời gian khác nhau và các vùng mô tác động khác nhau sử dụng phần mềm QuickField.

2 Xây dựng mô hình mô phỏng

2.1 Phương trình nhiệt sinh học Pennes

Năm 1948, Pennes đã công bố công trình nghiên cứu mô tả cơ chế truyền nhiệt trong các mô sinh học bằng phương trình đạo hàm riêng nhiệt sinh học như sau [1]:

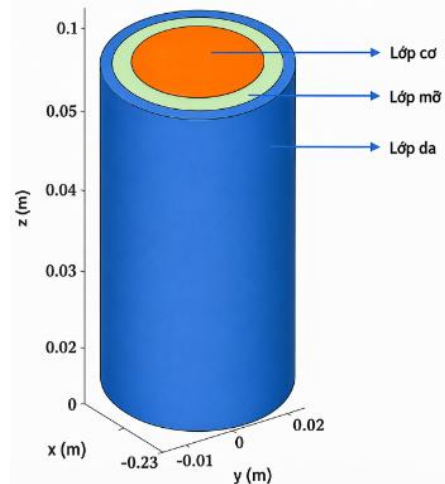
$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \cdot \nabla T) = \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} \quad (1)$$

Với ρ là mật độ của mô [kg/m³], c_p là nhiệt dung riêng của mô [J/kgK], T là nhiệt độ của mô [K], ∇T là

gradient nhiệt độ, k là hệ số truyền nhiệt của mô [W/m.K], ρ_b là mật độ của máu [kg/m³], c_b là nhiệt dung riêng của máu [J/kg.K], ω_b là tốc độ tưới máu của mô [1/s], T_b là nhiệt độ của dòng máu [K], Q_{met} là tốc độ chuyển hóa năng lượng nhiệt bên trong mô [W/m³]. Phương trình nhiệt sinh học gồm 4 đại lượng đặc trưng cho các quá trình lưu trữ nhiệt, dẫn truyền nhiệt, đối lưu và chuyển hóa năng lượng nhiệt.

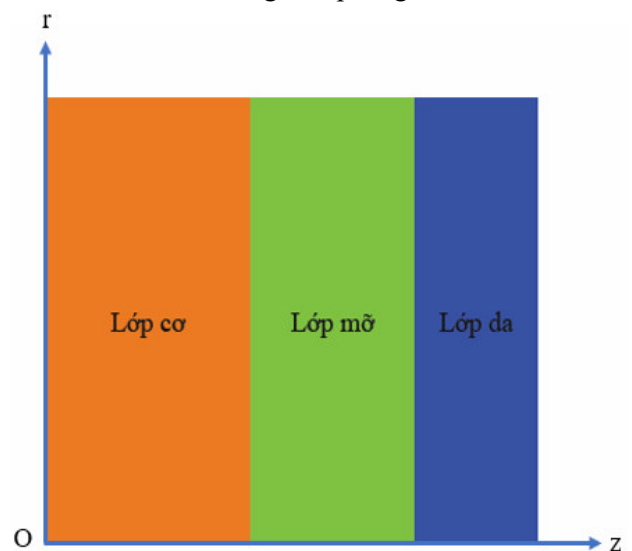
2.2 Mô hình đối xứng trục của lớp mô sinh học

Lớp mô sinh học có thể được mô hình hóa thành 3 vùng mô khác nhau trong hệ tọa độ trụ: lớp da, lớp mỡ, lớp cơ.



Hình 1 Mô hình hệ tọa độ trụ của lớp mô sinh học

Do tính chất đối xứng, một mặt cắt dọc theo trục có thể được sử dụng để phân tích và bài toán được rút gọn thành mô hình 2D trong mặt phẳng Orz.



Hình 2 Mô hình mặt cắt của lớp mô sinh học

Trong hệ tọa độ trụ với trường hợp đối xứng trục, phương trình Pennes được viết dưới dạng [3]:

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

Tính chất của các lớp mô sinh học được trình bày trong Bảng 1.

Bảng 1 Các tham số vật lý của các lớp mô sinh học [2]

Tham số	Lớp cơ	Lớp mỡ	Lớp da
Độ dẫn nhiệt [W/m.K]	0,5	0,25	0,32
Nhiệt dung riêng [kJ/kg.K]	3,72	3,1	3,45
Mật độ [kg/m ³]	1041	928	1100
Tốc độ chuyển hóa năng lượng nhiệt [W/m ³]	684	58	368

Các tham số của dòng máu là [2]:

$$c_b = 3,8 \text{ [kJ/kg.K]}, \rho_b = 1050 \text{ [kg/m}^3\text{]}, \omega_b = 1,05 \cdot 10^{-3} \text{ [1/s]}$$

Trong mô hình được khảo sát, chỉ xem xét tới dòng chảy của máu ở lớp da.

Điều kiện biên: nhiệt độ tại bề mặt tiếp xúc ngoài cùng của lớp da được thiết lập cố định bằng nhiệt độ của tác nhân nhiệt là 45 °C trong suốt quá trình mô phỏng.

Điều kiện ban đầu: tại thời điểm $t = 0$, nhiệt độ của toàn bộ các lớp trong mô hình được thiết lập đồng nhất là 37 °C.

Mô hình được xây dựng với các giả thiết:

- Các lớp mô (da, mỡ, cơ) là đồng nhất và đẳng hướng về tính chất nhiệt.
- Không xét đến sự thay đổi tính chất vật lý theo nhiệt độ.
- Dòng máu chỉ được xét ở lớp da, các lớp khác bỏ qua tưới máu.
- Không xét đến bay hơi, bức xạ nhiệt hoặc trao đổi nhiệt với môi trường ngoài.

3 Kết quả và thảo luận

Quá trình mô phỏng được thực hiện trên phần mềm QuickField 6.6 Student [9]. Tiến hành khảo sát sự lan truyền của nhiệt độ vào bên trong mô đối với các khoảng thời gian khác nhau (5, 10 và 15) phút và trên 3 vùng mô khác nhau (vùng cánh tay, vùng lưng và

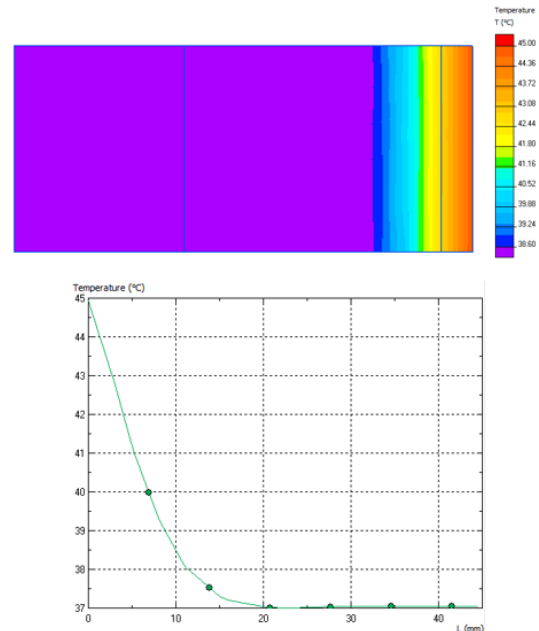
vùng gôi). Độ dày của các lớp mô khác nhau được cho trong Bảng 2.

Bảng 2 Độ dày của các lớp mô khác nhau ở một số vùng trên cơ thể [10]

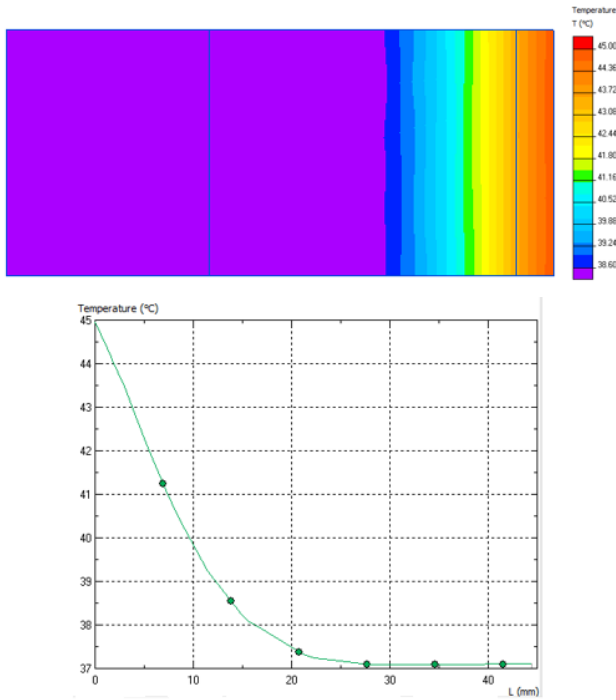
Lớp mô	Vùng cánh tay	Vùng lưng	Vùng gôi
Da [mm]	3	3	2
Mỡ [mm]	25	10	9
Cơ [mm]	16,4	10	7

3.1 Khảo sát sự lan truyền của nhiệt độ với các khoảng thời gian khác nhau

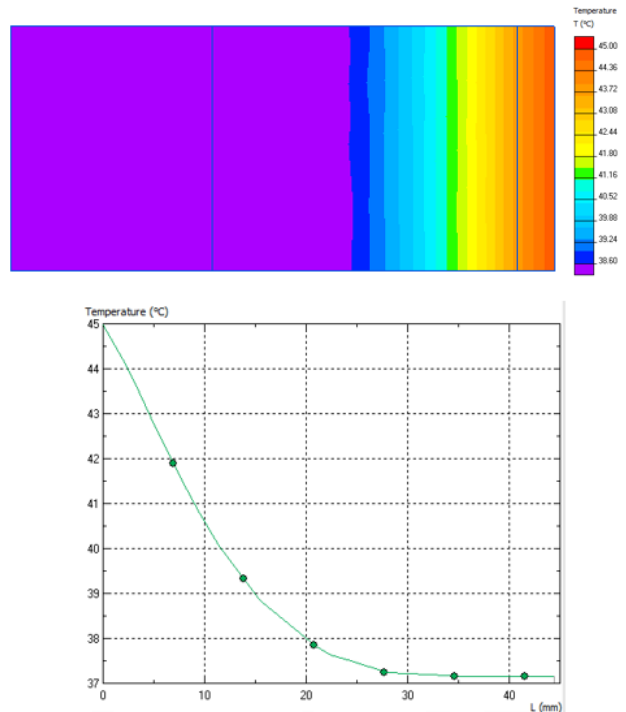
Mô phỏng được thực hiện trên vùng mô cánh tay, với các khoảng thời gian 5 phút, 10 phút và 15 phút. Kết quả được thể hiện trên Hình 3, Hình 4 và Hình 5.



Hình 3 Biểu đồ và đồ thị biểu diễn sự lan truyền nhiệt độ vào bên trong mô sau 5 phút



Hình 4 Biểu đồ và đồ thị biểu diễn sự lan truyền nhiệt độ vào bên trong mô sau 10 phút



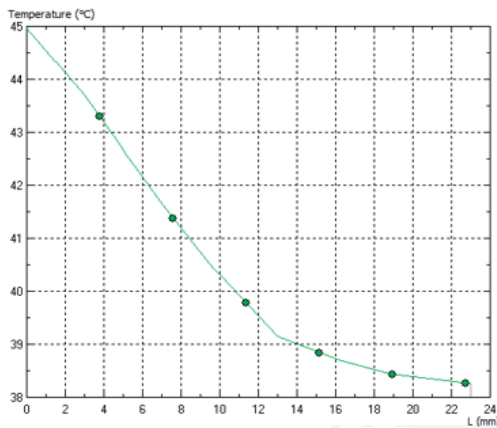
Hình 5 Biểu đồ và đồ thị biểu diễn sự lan truyền nhiệt độ vào bên trong mô sau 15 phút

Theo kết quả mô phỏng trên Hình 3, Hình 4, và Hình 5, quá trình lan truyền nhiệt độ vào bên trong mô cơ thể phụ thuộc vào khoảng thời gian tác dụng, thời gian càng lâu thì càng làm cho nhiệt độ ở các lớp mô phía sâu bên trong cơ thể nóng lên. Đồ thị biểu diễn đường cong nhiệt độ - khoảng cách cho thấy nhiệt độ giảm nhanh khi lan truyền qua lớp da và lớp mỡ. Với thời gian điều trị ngắn (5 phút, 10 phút), đường cong dốc hơn, biểu thị tốc độ suy giảm nhiệt nhanh hơn. Thời gian điều trị dài hơn (15 phút), nhiệt độ phân bố đều hơn theo độ sâu

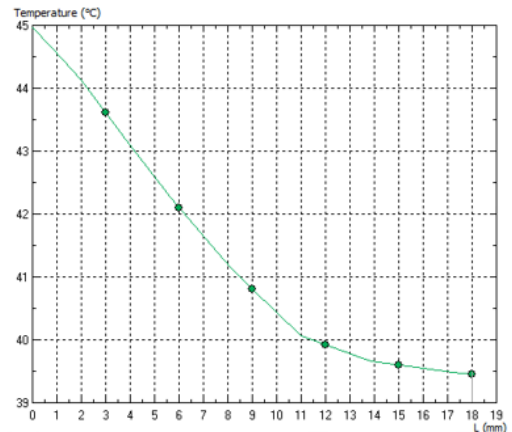
của mô, tốc độ suy giảm nhiệt theo chiều dày mô càng giảm, khả năng truyền nhiệt vào các lớp mô sâu càng tăng. Độ sâu lớp mô có nhiệt độ tăng lên 1 °C trong thời gian (5, 10, và 15) phút tương ứng là (11, 15, và 20) mm.

3.2 Khảo sát sự lan truyền của nhiệt độ đối với các vùng khác nhau của cơ thể

Mô phỏng được thực hiện trên các lớp mô vùng cánh tay, vùng lưng, vùng gối sau 15 phút. Kết quả được biểu diễn trên Hình 5, Hình 6 và Hình 7.



Hình 6 Đồ thị biểu diễn sự lan truyền nhiệt độ vào bên trong mô vùng lưng sau 15 phút



Hình 7 Đồ thị biểu diễn sự lan truyền nhiệt độ vào bên trong mô vùng gối sau 15 phút

Dựa trên kết quả mô phỏng trên Hình 5, Hình 6 và Hình 7, kết quả cho thấy sự phân bố nhiệt độ ở bên trong các vùng mô khác nhau có sự thay đổi. Ở vùng gối, nhiệt độ của lớp mô cơ bên trong tăng lên tối thiểu khoảng 2,5 °C. Ở vùng lưng, nhiệt độ của lớp mô cơ bên trong tăng lên tối thiểu trên 1 °C. Ở vùng cánh tay, nhiệt độ của lớp mô cơ bên trong không được tăng lên. Sự khác nhau giữa các vùng mô khác nhau của cơ thể chủ yếu do độ dày của lớp da và lớp mỡ, nhiệt độ chủ yếu được phân bố ở 2 lớp này. Ở vùng gối, do có lớp da và lớp mỡ mỏng, đường cong nhiệt độ – khoảng cách có độ dốc nhỏ hơn ở lớp mỡ và lớp cơ, cho thấy nhiệt được truyền nhanh hơn vào sâu bên trong mô. Khi độ dày của lớp da và mỡ tăng lên ở vùng lưng và cánh tay, đường cong nhiệt độ – khoảng cách có độ dốc lớn ở lớp mỡ, tốc độ truyền nhiệt chậm lại và chủ yếu tác động ở các mô phía bên ngoài.

Kết quả của bài báo phù hợp với các nghiên cứu có sử dụng phương trình Pennes [2, 3], nhiệt độ chủ yếu tập trung ở lớp da và lớp mỡ, khả năng truyền nhiệt vào lớp mô cơ phụ thuộc vào độ dày của vùng mô tác động.

Lời cảm ơn

Chúng tôi xin cảm ơn Trường Đại học Nguyễn Tất Thành, Thành phố Hồ Chí Minh đã hỗ trợ cho nghiên cứu này.

Tài liệu tham khảo

1. Pennes, H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*. 1(2), pp.93-122. 10.1152/jappl.1998.85.1.5.
2. J.Kocbach et.al. (2011). A simulation approach to optimizing performance of equipment for thermostimulation of muscle tissue using Comsol multiphysics. *Biophysics & Boeng Letters – Vol 4 (2)*, pp.9-33. <https://www.researchgate.net/publication/264840070>.
3. Florin Filipoiu et.al. (2010). Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue. *Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences-Finite Elements-Finite Volumes – Boundary Elements*, pp.53-59. <https://www.researchgate.net/publication/342114537>.
4. Zaina Norhallis Zainol et.al (2019). Heat transfer model to predict human skin temperature under comfort level by using bioheat equation. *International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)*, pp 52-64. <https://doi.org/10.3991/ijoe.v15i10.10876>.



4 Kết luận

Việc nghiên cứu quá trình tương tác giữa nhiệt độ với mô cơ thể đem lại cơ sở khoa học để điều chỉnh thời gian, nhiệt độ tác động sao cho đạt hiệu quả điều trị cao nhất. Trên cơ sở phương trình nhiệt sinh học Pennes và phần mềm mô phỏng QuickField, bài báo đã thực hiện mô phỏng so sánh quá trình lan truyền của nhiệt độ vào bên trong mô đối với các khoảng thời gian tác động khác nhau và các vùng mô khác nhau của cơ thể. Kết quả cho thấy thời gian điều trị càng lâu, nhiệt độ càng lan truyền vào sâu bên trong cơ thể. Nhiệt độ chủ yếu được hấp thụ ở lớp da và lớp mỡ bên ngoài, do đó, đối với các vùng mô có sự khác nhau về độ dày của lớp da và lớp mỡ, sự phân bố nhiệt độ vào bên trong mô cũng khác nhau. Nghiên cứu đề xuất trong thực hành lâm sàng, cần xem xét điều chỉnh thời gian và mức nhiệt tác động của các thiết bị nhiệt trị liệu theo từng vùng cơ thể cụ thể, thay vì áp dụng một chế độ điều trị chung cho tất cả các vị trí. Với vùng điều trị có lớp mỡ dưới da dày thì cần tăng thời gian điều trị lâu hơn so với vùng có lớp mỡ dưới da mỏng.

5. Balusu, K. et.al (2014). Modelling bio-heat transfer in breast cysts using finite element analysis. In Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), 2014 International Conference, pp 1-4. IEEE. https://www.academia.edu/8550932/Modelling_Bio_heat_Transfer_in_Breast_Cysts_Using_Finite_Element_Analysis.
6. Himanshu Madhukar Patil, Ranjith Maniyeri (2019). Finite difference method based analysis of bio-heat transfer in human breast cyst. Thermal Science and Engineering Progress. <https://doi.org/10.1016/j.tsep.2019.01.009>.
7. Khalid, N., Khanday, M. A., & Ganie, B. A. (2017). 2D model on heat regulation in human body with dermal tumour. International conference on Applications of Mathematics to Non-linear Sciences, Electronic Journal of Differential equations, conference 24, pp. 75-83: URL:<http://ejde.txstate.edu>.
8. Aijaz A. Najar et.al (2020). Mathematical study of heat transport in human dermal regions under normal and tumour condition. Journal of Scientific Research, Volume 64, issue 2, pp 216-220. <https://bhu.ac.in/Images/files/31.pdf>.
9. QuickField program Version 6.6. Year 2021. User's guide. *Tera Analysis.Co*. https://www.quickfield.info/downloads/quickfield_manual.pdf.
10. Trinh Tran Hong Duyen, Tran Anh Tu. (2020). Simulating Low-Level Laser Propagation From Skin Surface to Lumbar Discs, Knee, Femur and Prostate Gland By Monte Carlo Method. *American Scientific Research Journal for Engineering, Technology, and Sciences (ASRJETS)*, Volume 67, No.1, pp 17-24. <https://www.researchgate.net/publication/340619549>.

Simulation of The Effects of Thermal Agents on The Human Body Based on a Heat Transfer Model

Do Khoa Binh

Faculty of Medicine, Nguyen Tat Thanh University, Ho Chi Minh City, Viet Nam

dkbinh@ntt.edu.vn

Abstract Currently, thermal agents have been widely used in physiotherapy for pain management through several mechanisms such as enhanced blood circulation, muscle relaxation, and modulation of nerve conduction velocity. The objective of this study is to simulate and analyze the effects of thermal agents on the human body based on a bioheat transfer model, thereby clarifying the roles of exposure duration and tissue layer characteristics in the heat propagation process. The research methodology was based on numerical simulation, employing Pennes bioheat equation in combination with QuickField software within an axisymmetric model consisting of three biological tissue layers: skin, fat, and muscle. The simulation results indicated that heat propagation into the body depended on exposure time, the thickness of tissue layers, and physicochemical properties of biological tissues. Heat is primarily absorbed in the skin and fat layers, while the temperature increase in the muscle layer varies significantly across different anatomical regions. This study provided a quantitative basis for selecting appropriate heating duration and temperature levels for specific tissue regions, thereby contributing to the optimization of thermal therapy device usage in clinical practice.

Keywords Thermal agents; Pain management; Bioheat transfer model.

