

Ісмаїлов Т.А., Рагімова Т.А., Хазамова М.А.

ФДБОУ В «Дагестанський державний технічний університет»,
Росія, м. Махачкала, пр. Імама Шаміля, буд.70, 367015

ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ТЕРМОПУНКТУРИ

У роботі розглянуто термоелектричний пристрій для термопунктури. Представлені результати математичного моделювання роботи пристрою для термопунктури. Наведені одновимірні теоретичні графіки розподілу температури в режимах нагрівання й охолодження.

Ключові слова: біологічно активна точка, термоелектрична система, термоелектрична батарея, тепловий вплив, теплове поле, математична модель, дослідний зразок, експеримент.

The paper deals with a thermoelectric device for thermopuncture. The results of mathematical simulation of the work of device for thermopuncture are presented. Single-dimensional theoretical plots of temperature distribution in heating and cooling modes are given.

Key words: biologically active point, thermoelectric system, thermopile, thermal impact, thermal field, mathematical model, prototype, experiment.

Вступ

В умовах сучасності пріоритетним є вплив на людський організм природними фізичними факторами. Серед них широко застосовуваним і ефективним методом медичної реабілітації є локальний тепловий вплив [1].

Механізм термотерапії досить складний і складається з місцевих і загальних реакцій. При впливі на біологічно активні точки інтерес представляє місцева осередкова реакція, яка проявляється в поліпшенні крово- і лімфообігу й нервовотрофічних процесів. Холодовий і тепловий вплив діють на шкіру, найтіснішим чином пов'язану із центральною нервовою системою. Подразнюючи в такий спосіб периферичні рецептори, температурний фактор впливає на весь організм. Тепловий вплив на рефлексогенні зони людського організму, який визначається як пунктурна фізіотерапія, виявляє наступну лікувальну дію на організм [2]: болезаспокійливу (гіпальгезія, рідше аналгезія); посилення утворення деяких видів нейрогуморальних речовин; нормалізацію багатьох компонентів медіаторного обміну; нормалізацію вегетативно-ендокринних функцій; поліпшення мікроциркуляції в багатьох органах і системах; нормалізацію артеріального й венозного тиску; антидепресивну й седативну дію.

Застосовувані на сьогоднішній день засоби для холодового впливу на біологічно активні точки представлені кріозондами різної конфігурації, які перевершили по реакції класичне голковколівання: при кріорефлексотерапії 84 % поліпшень, від голки – 52.3 % [3].

У більшості випадків використовують метод прогрівання біологічно активних точок

тіла, який при зниженій опірності організму часто дає більш виражений лікувальний ефект у порівнянні з голковколанням при тих же показаннях. Прогрівання може застосовуватися як самостійно, так і в комбінації з голковколанням. Розрізняють два основні типи термічного впливу: дистантний і контактний. Дистантна термпунктура проводиться за допомогою полинових сигар. Контактна термпунктура дуже добре узгоджується з більшістю напрямків альтернативної медицини й ефективна в комбінації з пальцевим точковим масажем. Для охолодження або нагрівання обмеженої ділянки шкіри також використовуються різні шкірнотемпературні прилади [1, 4].

Наведені методи й засоби мають різні недоліки. Так, подача температурних подразнень за допомогою шкірнотемпературних приладів («температурних коробочок») і інших використовуваних для даної мети приладів – термодів, заповнюваних водою або льодом, не забезпечує точного дозування теплового подразнення й вимагає подальшого вдосконалення. Крім того, усі перераховані вище методи не мають можливості комбінованого впливу різними фізичними факторами, наслідком чого є відсутність сучасних засобів, які б забезпечували ефективність лікування.

З урахуванням зазначених аспектів термоелектричний метод створення локального теплового впливу, у порівнянні з іншими способами, виявився поза конкуренцією [5, 6], оскільки методика термпунктури вимагає, як холодого, так і теплового впливу з імпульсами певної тривалості. Необхідний контрастний режим впливу можливий шляхом простого перемикавання напрямку струму [7, 8].

У зв'язку із цим метою роботи є дослідження термоелектричного пристрою (ТЕП) для термпунктури, вивчення процесів, що протікають у ньому з урахуванням впливу параметрів об'єкта впливу й характеристик термоелектричних батарей (ТЕБ).

Конструкція ТЕП для термпунктури містить циліндричний корпус з різьбовою кришкою, що герметично закриває корпус за допомогою гумової прокладки. Корпус розділений на секції орєбренням втулки, виготовленої з високотеплопровідного металу й впресованої в протилежний до кришки кінець корпусу. У втулці виконаний різьбовий отвір, у який вкручена робоча голівка, виконана також з високотеплопровідного металу у вигляді гвинта із плоским капелюшком, що контактує з першими спаями ТЕБ. До інших спаїв ТЕБ у тепловому контакті з ними приєднана шайба з різьбою, на якій встановлена напівсферична насадка. ТЕБ електрично пов'язана з перемикачем полярності напруги й регульованим джерелом струму [9].

Математичне моделювання термоелектричного пристрою для локального теплового впливу на рефлекторні зони людського організму.

Розроблена математична модель пристрою для локального теплового впливу на рефлекторні зони людського організму. Дана математична модель розглядає пристрій як єдину сукупність елементів – теплообмінних вузлів, що забезпечують температуру впливу на біологічний об'єкт за необхідний час до необхідної величини.

Фізична модель пристрою, що складається з дотичних шарів, наведена на рис. 1. Шар 1, товщиною L_1 являє собою ТЕБ, приведену в тепловий контакт із напівсферичною насадкою. Шар 2 товщиною L_2-L_1 – насадка, шар 3 товщиною L_3-L_2 – біологічний об'єкт. Передбачається, що дана система ізольована з бічних і верхньої поверхонь.

Математичне формулювання задачі розрахунків теплообміну для такої моделі має вигляд:

$$\frac{d^2 T_1}{dx^2} + \frac{r_1 I_1^2}{\lambda_1} = 0, \quad (1)$$

$$\frac{d^2 T_2}{dx^2} = 0, \quad (2)$$

$$\frac{d^2 T_3}{dx^2} + \frac{q_{зоб.}}{\lambda_3} = 0, \quad (3)$$

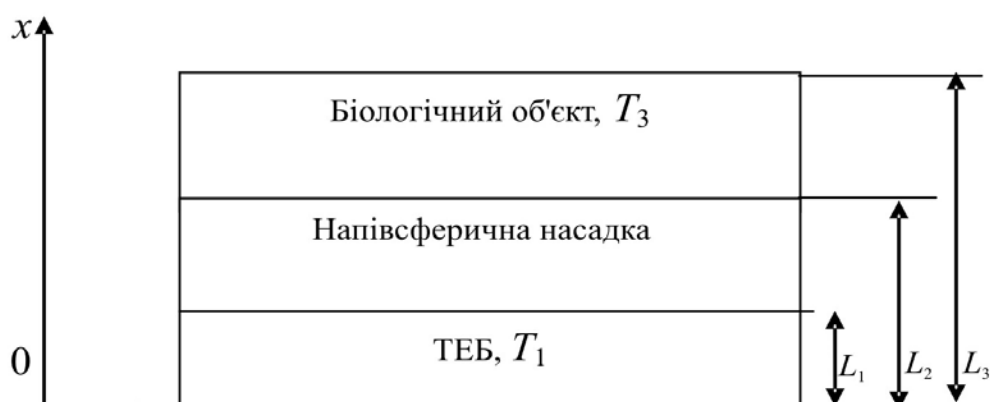


Рис. 1. Фізична модель ТЕП

з граничними умовами

$$T_1|_{x=0} = T_{1.зоб.}, \quad (4)$$

$$\lambda_2 \frac{dT_2}{dx} \Big|_{x=L_1} = \lambda_1 \frac{dT_1}{dx} \Big|_{x=L_1} - q_{0.1}, \quad (5)$$

$$\lambda_2 \frac{dT_2}{dx} \Big|_{x=L_2} - f\nu P = \lambda_3 \frac{dT_3}{dx} \Big|_{x=L_2}, \quad (6)$$

$$\lambda_3 \frac{dT_3}{dx} \Big|_{x=L_3} = 0, \quad (7)$$

$$T_1|_{x=L_1} = T_2|_{x=L_1}, T_2|_{x=L_2} = T_3|_{x=L_2}, \quad (8)$$

де T_1, T_2, T_3 – розподіл температури по товщині ТЕБ, насадки, біологічного об'єкта; r_1, I_1 – опір і величина струму живлення ТЕБ; $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ – коефіцієнт теплопровідності відповідно ТЕБ, насадки, біологічного об'єкта; $q_{зоб.}$ – кількість тепла, що виділяється в одиницю часу в біологічному об'єкті; $T_{1.зоб.}$ – температура зовнішніх спайв ТЕБ; $q_{0.1}$ – тепловий потік на внутрішніх спаях ТЕБ, що виникає внаслідок (поглинання, виділення) теплоти Пельтьє; f –

коефіцієнт тертя у випадку зсуву насадки уздовж поверхні біологічного об'єкта; v – швидкість переміщення насадки; P – тиск насадки на біологічний об'єкт.

Обчислення проводилися при $T_1 = T_{1.зоб.} = T_2 = 20\text{ }^\circ\text{C}$, $T_3 = 36.6\text{ }^\circ\text{C}$, $\lambda_1 = 0.6\text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, $\lambda_2 = 10\text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, $\lambda_3 = 0.25\text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, $q_{зоб.} = 40\text{ Вт/м}^2$, $f = 0.5$, $v = 0,01$, $P = 1000\text{ Н/м}^2$, $q_{0.1} = -3000\text{ Вт/м}^2$ (у режимі охолодження), $q_{0.1} = 4000\text{ Вт/м}^2$ (у режимі нагрівання).

Розв'язок системи (1) – (3) із граничними умовами (4) – (8) можна представити у вигляді:

$$T_1 = -\frac{r_1 I_1^2}{2\lambda_1} x^2 + C_{11}x + C_{21}, \quad (9)$$

$$T_2 = C_{12}x + C_{22}, \quad (10)$$

$$T_3 = -\frac{q_{зоб.}}{2\lambda_3} x^2 + C_{13}x + C_{23}, \quad (11)$$

де постійні інтегрування C_{11} , C_{12} , C_{13} , C_{21} , C_{22} , C_{23} , визначаються з розв'язку системи рівнянь

$$\begin{aligned} C_{21} &= T_{1.зоб.}; \\ C_{12}\lambda_2 &= r_1 I_1^2 L_1 + C_{11}\lambda_1 - q_{0.1}; \\ -\frac{r_1 I_1^2}{2\lambda_1} L_1^2 + C_{11}L_1 + C_{21} &= C_{12}L + C_{22}; \\ C_{12}\lambda_2 - fvP &= -q_{зоб.}L_2 + C_{13}\lambda_3; \\ C_{12}L_2 + C_{22} &= -\frac{q_{зоб.}}{2\lambda_3} L_3^2 + C_{13}L_2 + C_{23}; \\ -q_{зоб.}L_3 + C_{13}\lambda_3 &= 0; \end{aligned} \quad (12)$$

Вирази (9) – (11) описують розподіл температури по товщині кожного із шарів у системі, враховуючи теплові потоки на внутрішніх спаях ТЕБ, параметри біологічного об'єкта й насадки.

Результати обчислень по даних залежностях наведені на рис. 2 – 5. Найбільший інтерес представляють залежності, що визначають розподіл температури по товщині біологічного об'єкта (рис. 2).

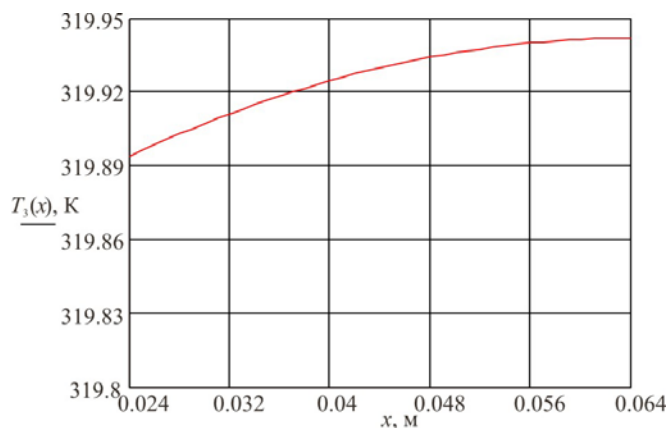


Рис. 2. Розподіл температури по товщині біологічного об'єкта при $q_{01} = 4000\text{ Вт/м}^2$ у режимі нагрівання.

У наведеному випадку практично не спостерігається перепад температури по товщині біологічного об'єкта. Даний аспект пов'язаний з наявністю інтенсивного тепловідводу від біологічного об'єкта і його власним, невеликим питомим тепловиділенням біологічного об'єкта в порівнянні з тепловим потоком з його поверхні, а також розглядом стаціонарного режиму, що встановився, системи «пристрій-біологічний об'єкт».

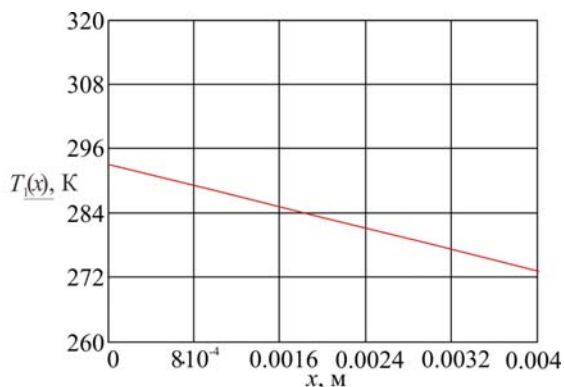


Рис. 3. Розподіл температури по ТЕБ при $q_{01}=4000 \text{ Вт/м}^2$ в режимі нагріву і $q_{01}=-3000 \text{ Вт/м}^2$ в режимі охолодження

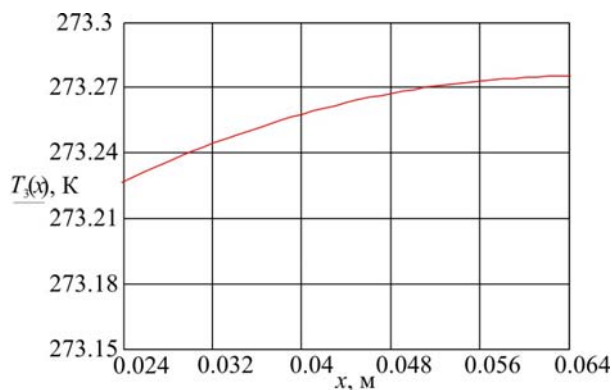


Рис. 4. Розподіл температури по товщині біологічного об'єкта при $q_{01}=-3000 \text{ Вт/м}^2$ в режимі охолодження.

Для розглянутої моделі на рис. 5 наведений графік залежності температури біологічного об'єкта на глибині 0.025 м (нижня границя шкірного покриву) від холодопродуктивності ТЕБ.

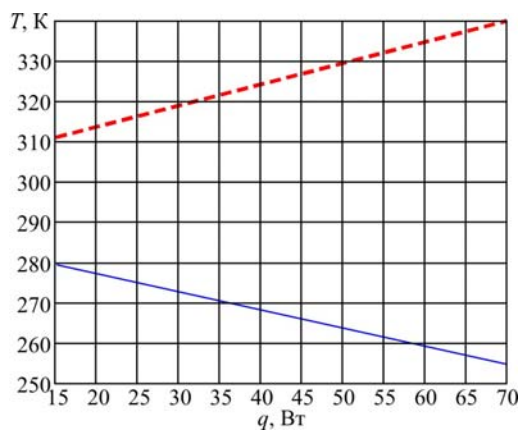


Рис. 5. Залежність температури біологічного об'єкта на глибині 0.025 м від холодопродуктивності ТЕБ у режимі охолодження й нагрівання.

Згідно із графіком, залежність носить практично лінійний характер, при цьому, необхідний діапазон теплового впливу відповідає холодопродуктивності ТЕБ порядку 30 Вт, що визначає цілком прийнятну величину енергоспоживання.

Висновки

На основі проведених розрахунків можна зробити наступні висновки:

1. Одним з ефективних фізіотерапевтичних методів профілактики, лікування й реабілітації різних захворювань є локальний тепловий вплив на біологічно активні точки людського організму. Реалізація описаної методики може бути здійснена за рахунок використання як джерела тепла й холоду ТЕБ.
2. Розроблена конструкція термоелектричного пристрою для термпунктури, що складається із джерела струму й блоку керування, які подають на ТЕБ струм необхідної величини й полярності залежно від заданої температури напівсферичної насадки.
3. Запропонована математична модель термоелектричної системи, яка розглядає пристрій як єдину сукупність елементів – теплообмінних пристроїв, що забезпечують температуру впливу на біологічний об'єкт за необхідний час до необхідної величини.
4. Встановлено, що при локальному температурному впливі на біологічний об'єкт не спостерігається істотного перепаду температури по його товщині. Даний аспект дозволяє стверджувати, що запропонований пристрій безпечний у використанні, тому що при температурному впливі на біологічно активну точку відсутнє паразитне теплове поле, що зачіпає прилеглі органи й тканини.
5. Розроблений пристрій має низьке енергоспоживання, оскільки необхідний діапазон теплового впливу відповідає холодопродуктивності й теплопродуктивності ТЕБ.
6. Результати теоретичних досліджень термоелектричного обладнання для термпунктури показали його безсумнівні переваги при використанні на практиці.

Література

1. Александров В.В., Алгазин А.И. Основы восстановительной медицины и физиотерапии. Москва. 2010. 144 с.
2. Физическая реабилитация. Под ред. С.Н.Попова.- Ростов н/Д. 2004.
3. Баранов А.Ю. Криогенная физиотерапия *Физиотерапия, бальнеология и реабилитация*. 2005. № 3.
4. Sefton JoEllen M., Yazar Ceren, Carpenter David M., Berry Jack W. Physiological and clinical changes after therapeutic massage of the neck and shoulders. *Manual Therapy*. 2011 October. Vol. 16. Iss. 5. P. 487 – 494.
5. Исмаилов Т.А. Термоэлектрические полупроводниковые устройства и интенсификаторы теплопередачи: монография Политехника. 2005. 533 с.
6. Twaha Ssenoga, Zhu Jie, Yuying and, Bo Li A comprehensive review of thermoelectric technology: Materials, applications, modelling and performance improvement. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*. 2016 November. Vol. 65. P. 698 – 726.
7. Патент РФ № 2312647. Термоэлектрическое полупроводниковое устройство для температурного воздействия на ухо человека // Исмаилов Т.А., Аминов Г.И.,

- Хазамова М.А., Рагімова Т.А., 2007.
8. Патент РФ № 2326625. Термоелектрическое полупроводниковое устройство для аурикулярного температурного массажа // Исмаилов Т.А., Аминов Г.И., Хазамова М.А., Рагімова Т.А. 2008.
 9. Патент РФ №2146511. Полупроводниковое устройство для термпунктури // Исмаилов Т.А., Гаджиев Х.М., Зарат А.У. 2001.

Надійшла до редакції 18.03.2017