

ФГБОУ ВПО «Дагестанський державний технічний університет»,

пр. імама Шаміля, 70, Махачкала, 367015, Росія;

ФГБОУ ВПО «Грозненський державний нафтовий технічний університет»,

пл. Орджонікідзе, 100, Грозний, 364051, Росія

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ЛОКАЛЬНОГО ТИПОВОГО ВПЛИВУ НА РУКУ ЛЮДИНИ

У роботі розглянуто математичну модель термоелектричної системи для теплового впливу на руку людини. Модель реалізовано на базі чисельного розв'язку системи диференціальних рівнянь теплопровідності для тіл складної конфігурації. Наведено двовимірні й одномірні графіки зміни температури в різних зонах об'єкта впливу.

Ключові слова: рука людини, фізіотерапія, тепловий вплив, температурне поле, теплова модель, математична модель.

The paper is concerned with a mathematical model of a thermoelectric system for thermal effect on human hand. The model is based on the numerical solution of a system of differential thermal conductivity equations for irregular-shaped bodies. Two-dimensional and one-dimensional plots of temperature variation in different zones of affected object are presented.

Key words: human hand, physiotherapy, thermal effect, temperature field, thermal model, mathematical model.

Вступ

Методи локального теплового впливу широко використовуються в медичній практиці під час лікування й профілактики для стимуляції фізіологічних процесів. Тепловий вплив значно впливає на енергетичний баланс організму. Реакція судин на теплову процедуру поширюється на всю поверхню тіла, але найінтенсивніше вона виражена на місці безпосереднього прикладання тепла. Протягом локального температурного впливу в контакт з температурним подразником перебуває шкіра, рецептори якої сприймають больове (механічне, термічне), температурне (холод, тепло) і тактильне роздратування. При цьому кровопотік у судинах шкіри змінюється в 100-180 разів, а регуляція тепловіддачі здійснюється переважно за рахунок зміни кровообігу, особливо в тканинах рук і ніг [1].

На цьому заснована низка методів, застосовуваних у фізіотерапевтичній практиці, до яких можна віднести ванни, в яких поступово підвищується температура (ванни за Гауффе), контрастні ванни, часткові ванни (ручні) і т.д., а також використання різних середовищ, таких як парафін, озокерит та ін. [2].

До часткових або місцевих ванн відносять водолікувальні процедури, які впливають на певну частину тіла. Широко застосовуються ручні ванни з відповідними посудинами, виготовленими з оцинкованого заліза [3]. При цьому у воду занурюють передпліччя, одну або обидві кисті, а також повністю всю руку. Ці ванни призначають різної температури й тривалості: теплі з температурою води 37-38°C тривалістю до 20-30 хвилин, гарячі з температурою води 40-44°C тривалістю від 10 до 20 хвилин і холодні при температурі води 8-14°C тривалістю від 5 до 12 хвилин.

Для посилення подразнювальної дії можуть бути призначені ванни контрастних температур [4]. При цьому використовуються дві ванночки, одну з яких наповнюють гарячою водою (40-45°C), іншу – холодною (8-10°C). Пацієнт опускає руку по черзі спочатку в гарячу воду на 1-2 хвилини, а потім у холодну на 10-15 секунд, повторюючи цю процедуру кілька разів. Холодні ручні ванни показані звичайно за гострих запальних процесів на руці, ванни контрастних температур – за пітливості, акроціанозі й ін., гарячі – для розсмоктування інфільтратів і т.д.

Недоліками описаних вище методів фізіотерапевтичних процедур є їхня низька ефективність і дискомфортність, складність і незручність у реалізації, недостатня точність дозування теплового впливу.

Реалізація розглянутого методу теплового впливу може бути здійснена з використанням термоелектричних перетворювачів енергії [5]. При цьому зазначені недоліки великою мірою усуваються.

Мета пропонованого дослідження – математичне моделювання, а також теоретичні дослідження термоелектричної системи (ТЕС) для теплового впливу на руку людини з метою проведення ефективних фізіотерапевтичних і відбудовних процедур.



Рис. 1. Зовнішній вигляд ТЕС для локального теплового впливу на руку людини.

Модель системи

Як об'єкт досліджень розглядається прилад, реалізований у вигляді конструкції, що містить гнучку еластичну основу із вбудованими в неї термоелектричними модулями, на спаях яких розміщуються гнучкі металеві тепловирівнюючі пластини (рис.1). Обладнання приводиться в щільний тепловий контакт із об'єктом впливу (зоною руки людини).

Теплову модель ТЕС, що реалізує фізіотерапевтичні процедури на рівні середньої третини плеча, наведено на рис.2. У відповідності зі специфікою функціонування ТЕС, яка здійснює тепловий вплив таким чином, що тепловий потік від приладу спрямований у напрямку, перпендикулярному до поверхні руки, теплова модель зони впливу, на основі якої здійснюються розрахунки системи, має вигляд, показаний на рис.2. Тут слід виділити ділянки: 1 – шкірний покрив, 2 – м'язову тканину й 3 – кісткову тканину, що відрізняються теплофізичними параметрами й рівнем внутрішніх тепловиділень.

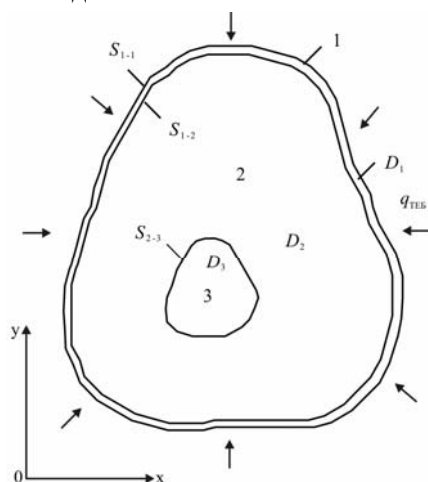


Рис. 2. Теплова модель для розрахунку ТЕС, що реалізує фізіотерапевтичні процедури на рівні середньої третини плеча.

Позначимо область, обмежену шкірним покривом D_1 , м'язовою тканиною D_2 , кістковою тканиною D_3 , поверхню шкірного покриву, що контактує з ТЕС S_{1-1} , з м'язовою тканиною S_{1-2} , поверхню м'язової тканини, що контактує з кістковою тканиною S_{2-3} , S'_{2-3} . Тоді опис теплофізичних процесів, що виникають у руці людини під тепловим впливом ТЕС, в узагальненому математичному вигляді може бути представлено в такий спосіб:

- при впливі на рівні середньої третини плеча

$$\begin{aligned} a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} + \frac{Q_{\text{вн1}}}{c_1 \rho_1} &= \frac{\partial T_1}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D_1; \\ a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{Q_{\text{вн2}}}{c_2 \rho_2} &= \frac{\partial T_2}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D_2; \\ a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} + \frac{Q_{\text{вн3}}}{c_3 \rho_3} &= \frac{\partial T_3}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D_3; \end{aligned} \quad (1)$$

$$T_1, T_2, T_3 = 309,6 \text{ К при } \tau = 0;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_1} = \alpha (T_1 - T_{\text{ТЕБ}}) \text{ при } x, y \in S_{1-1} - \text{ у випадку неідеального контакту шкірного покриву й робочої}$$

поверхні ТЕС;

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_1} = q_{\text{ТЕБ}} \text{ при } x, y \in S_{1-1} - \text{ у випадку ідеального контакту шкірного покриву й робочої поверхні}$$

ТЕС;

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_1} = \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n_2} \text{ при } x, y \in S_{1-2};$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n_2} = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n_3} \text{ при } x, y \in S_{2-3},$$

де T_1, T_2, T_3 – температури шкірного покриву, м'язової й кісткової тканини; a_1, a_2, a_3 – коефіцієнти температуропровідності шкірного покриву, м'язової й кісткової тканини; $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ – коефіцієнти теплопровідності шкірного покриву, м'язової й кісткової тканини; c_1, c_2, c_3 – питома теплоємність шкірного покриву, м'язової й кісткової тканини; ρ_1, ρ_2, ρ_3 – щільність шкірного покриву, м'язової й кісткової тканини; $Q_{\text{вн1}}, Q_{\text{вн2}}, Q_{\text{вн3}}$ – питома кількість теплоти, що виділяється в шкірному покриві, м'язової й кісткової тканини; α – коефіцієнт теплообміну між шкірним покривом і робочою поверхнею ТЕС; $T_{\text{ТЕБ}}$ – температура робочої поверхні термоелектричної батареї (ТЕБ); $q_{\text{ТЕБ}}$ – густина теплового потоку на робочій поверхні ТЕБ; n_1, n_2, n_3 – нормалі до поверхонь $S_{1-1}, S_{1-2}, S_{2-3}$ відповідно; $n_i = (xh_i + yz_i)$; h, z – одиничні вектори; $i=1 \dots 3$.

Розв'язок системи рівнянь (1) здійснено чисельним методом скінченних елементів, у відповідності із методикою, викладеною в [6] і реалізованій у пакеті прикладних програм Elcut. Отримані результати дають можливість визначити зміну температури в різних точках біологічного об'єкта – руки людини, а також відстежити її зміну залежно від величини теплового потоку від ТЕС (холодопродуктивності й теплопродуктивності ТЕБ) і зовнішніх умов.

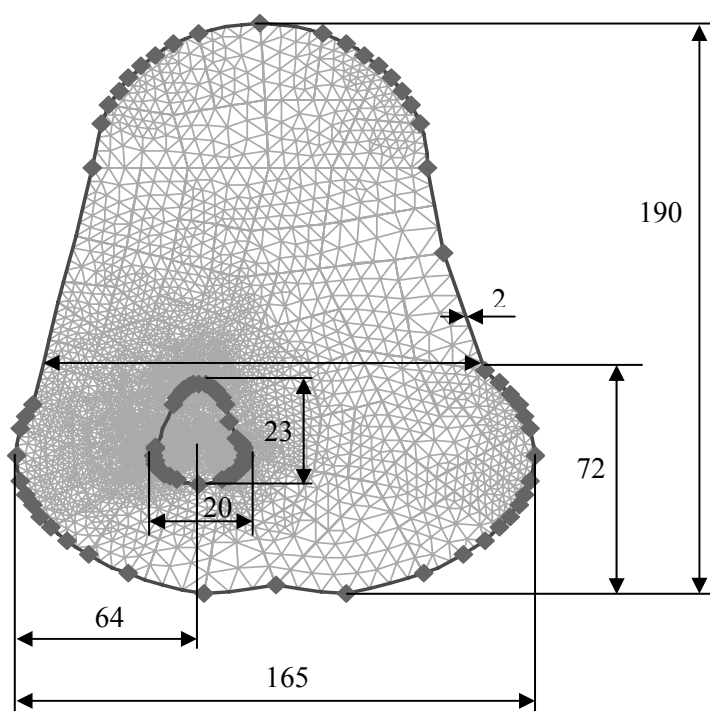


Рис. 3. Модель перетину середньої третини плеча, прийнята в процесі розрахунку, з сіткою скінченних елементів та основними розмірами.

третини плеча за охолоджуючого впливу за допомогою досліджуваної ТЕС з величиною теплового потоку на бічній поверхні біологічного об'єкта, що дорівнює 2500 Вт/м^2 .

Результати моделювання

Чисельний експеримент проводився відповідно до необхідних режимів проведення фізіотерапевтичних процедур: діапазон досяжних температур біологічного об'єкта – від 277 до 317 К, тривалість впливу – від 10 до 30 хв., можливість чергування охолодження й нагрівання відповідної зони біологічного об'єкта.

За вихідні приймалися наступні такі дані: $\lambda_1 = 0.407 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, $\lambda_2 = 0.439 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, $\lambda_3 = 0.34 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$; $\rho_1 = 1036 \text{ кг/м}^3$, $\rho_2 = 1050 \text{ кг/м}^3$, $\rho_3 = 1036 \text{ кг/м}^3$; $c_1 = 3458 \text{ Дж/(кг}\cdot\text{К)}$, $c_2 = 4020 \text{ Дж/(кг}\cdot\text{К)}$, $c_3 = 3127 \text{ Дж/(кг}\cdot\text{К)}$; $Q_{\text{вн1}} = 0$, $Q_{\text{вн2}} = 30 \text{ Дж/(кг}\cdot\text{с)}$, $Q_{\text{вн3}} = 0$. Основні геометричні розміри зон впливу показано на рис.3. Дані наведено в міліметрах.

Результати розрахунків представлені на рис.4-13.

На рис.4 зображено двовимірне температурне поле перетину середньої

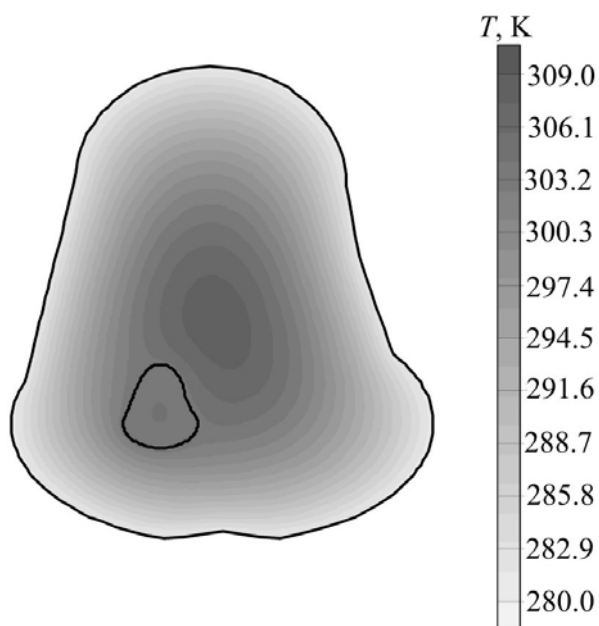


Рис. 4. Двовимірне температурне поле перетину середньої третини плеча в стаціонарному режимі за охолоджуючого впливу для $q_{\text{ТЕБ}} = 2500 \text{ Вт/м}^2$.

На рис.5-6 показано відповідні одномірні графіки розподілу температури уздовж поперечної осі перетину середньої третини плеча, а також уздовж поперечної осі, що проходить через кісткову тканину у стаціонарному режимі. При цьому для випадку, що відповідає рис.5, розглянуті значення для різних величин теплового потоку на бічній поверхні об'єкта впливу, рівних – $q_{TEB} = 2500 \text{ Вт/м}^2$, $q_{TEB} = 2250 \text{ Вт/м}^2$, $q_{TEB} = 2000 \text{ Вт/м}^2$. Згідно з отриманими даними температура біологічного об'єкта зі збільшенням q_{TEB} зменшується. При цьому максимальне зниження температури приблизно однакове й спостерігається на шарі шкірного покриву за $q_{TEB} = 2500 \text{ Вт/м}^2$, становлячи 280 К. Відповідно температура в центрі біологічного об'єкта змінюється слабо, приблизно на 0.5 К, що пов'язано з наявністю внутрішніх тепловиділень в об'єкті теплового впливу, а також його незначною теплопровідністю й відносно великою теплоємністю.

Згідно з розглянутими графіками на розподіл температури в об'єкті впливу певним чином впливає наявність в його об'ємі кісткової тканини. За умов відсутності внутрішніх тепловиділень у кістковій тканині, така зміна температури становить приблизно 1-2 К порівняно з випадком, коли б даний об'єкт був відсутній в об'ємі тканини.

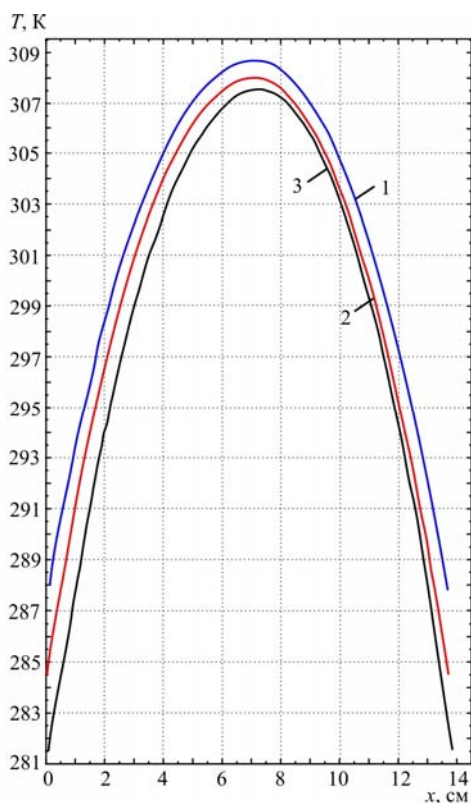


Рис. 5. Розподіл температури вздовж поперечної осі середньої третини плеча при охолоджуючому впливі для різних значень q_{TEB} 1 - $q_{TEB} = 2500 \text{ Вт/м}^2$, 2 - $q_{TEB} = 2250 \text{ Вт/м}^2$, 3 - $q_{TEB} = 2000 \text{ Вт/м}^2$.

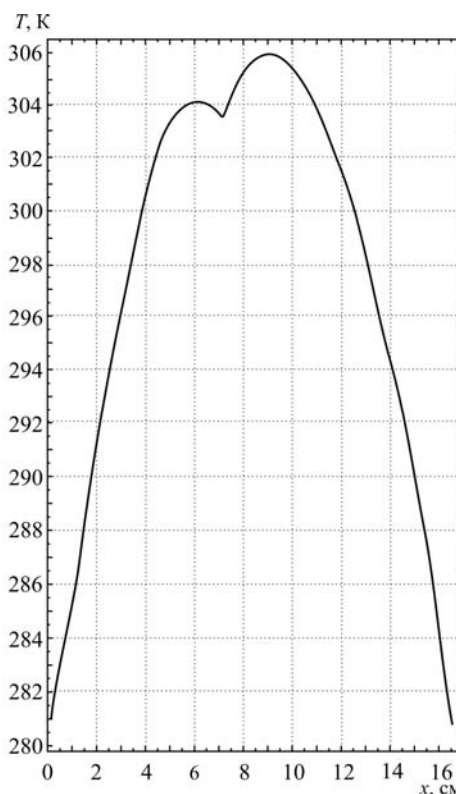


Рис. 6. Розподіл температури вздовж поперечної осі кісткової тканини середньої третини плеча при охолоджуючому впливі для $q_{TEB} = 2500 \text{ Вт/м}^2$.

На рис.7 зображено двовимірне температурне поле перетину середньої третини плеча за умов нагріваючого впливу досліджуваною ТЕС і за величини теплового потоку на бічній поверхні біологічного об'єкта, рівного 700 Вт/м^2 . Відповідні одномірні графіки наведено на рис.8. Показані залежності в основному подібні до наведених для випадку роботи ТЕС у режимі охолодження.

Відмінність полягає в зростанні температури об'єкта впливу зі збільшенням значення q_{TEB} , а також меншими значеннями необхідної потужності ТЕБ для підтримки температурного режиму біологічного об'єкта, відповідного до проведення фізіотерапевтичних процедур. За розглянутих умов максимальне збільшення температури шкірного покриву середньої третини плеча отримане за $q_{TEB} = 700 \text{ Вт/м}^2$, становить 315 К. Для випадку роботи ТЕС у режимі нагрівання, наявність кісткової тканини в об'ємі біологічного об'єкта також вносить відповідні зміни в структуру його температурного поля. Зазначений вплив ідентичний випадку роботи ТЕС у режимі охолодження й становить величину порядку 1-2 К.

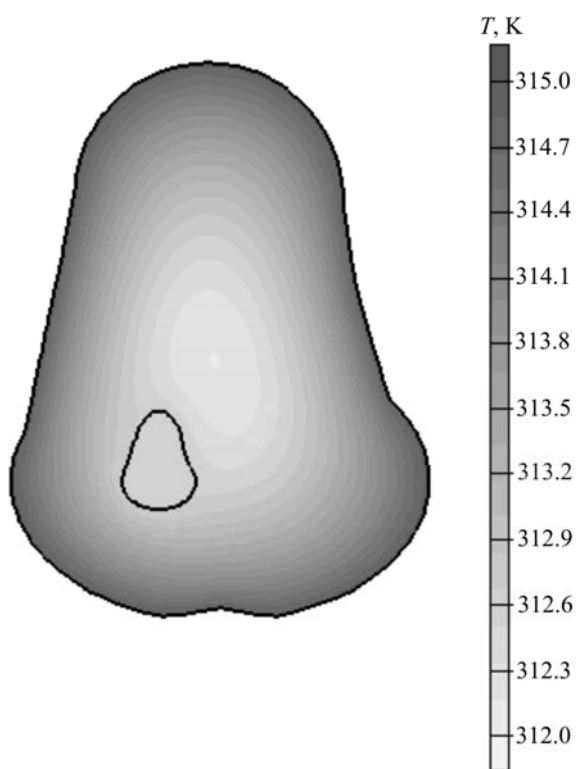


Рис. 7. Двовимірне температурне поле перетину середньої третини плеча в стаціонарному режимі за нагрівачого впливу для $q_{TEB} = 700 \text{ Вт/м}^2$.

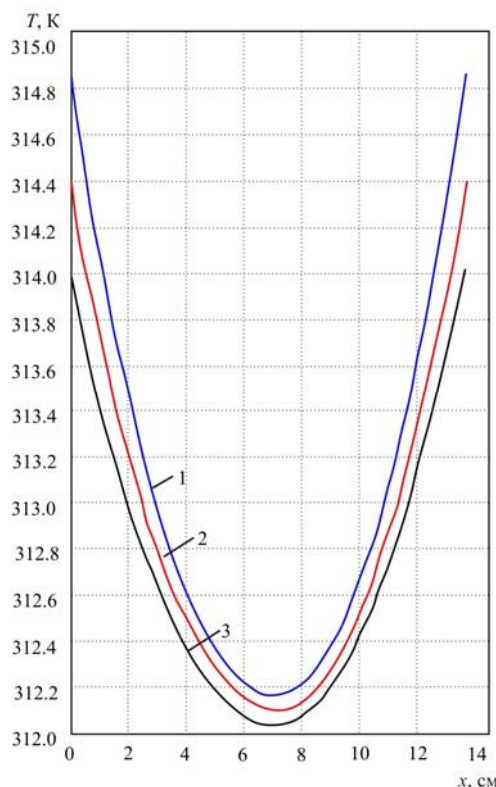


Рис. 8. Розподіл температури вздовж поперечної вісі середньої третини плеча за нагрівачого впливу для різних значень q_{TEB} 1 - $q_{TEB} = 700 \text{ Вт/м}^2$, 2 - $q_{TEB} = 650 \text{ Вт/м}^2$, 3 - $q_{TEB} = 600 \text{ Вт/м}^2$.

На рис.9 наведено двовимірне стаціонарне температурне поле перетину середньої третини плеча для випадку, що відповідає контрастному тепловому впливу, коли на праву поверхню біологічного об'єкта спрямований тепловий потік $q_{TEB.o} = -3500 \text{ Вт/м}^2$, а на ліву – $q_{TEB.n} = 1000 \text{ Вт/м}^2$. Відповідні одномірні графіки, що відображають розподіл температури зазначеної зони руки вздовж поперечної вісі для різних значень $q_{TEB.o}$ і $q_{TEB.n}$, показано на рис.10. Відповідно до цих залежностей наявність на протилежних бічних поверхнях різнознакових теплових потоків суттєво змінює теплове поле об'єкта порівняно з випадком, коли по бічній поверхні розподілений тепловий потік того самого знаку. Значення температури спадає від бічної поверхні, відповідної до теплового потоку $q_{TEB.n}$ до поверхні, на яку впливає тепловий потік $q_{TEB.o}$. При цьому зміна $q_{TEB.o}$ від величини 3500 Вт/м^2 до 2500 Вт/м^2 за незмінним значенням $q_{TEB.n} = 1000 \text{ Вт/м}^2$ збільшує температуру вздовж поперечної вісі приблизно на 4 К.

Таким чином, під час проведення контрастних теплових процедур в умовах, відповідних до даних залежностей, для досягнення необхідної температури шкірного покриву, що є безпосередньо об'єктом фізіотерапевтичного впливу, потрібне врахування взаємного впливу величин $q_{ТЕБ.н}$ і $q_{ТЕБ.о}$. Добір значень $q_{ТЕБ.н}$ і $q_{ТЕБ.о}$ з відповідним аналізом температурного поля об'єкта за запропонованою моделлю дасть можливість оптимізувати енергетичні характеристики досліджуваної ТЕС. Для аналізу динамічних характеристик ТЕС досліджено зміну температури різних точок біологічного об'єкта за охолоджуючого й нагріваючого впливу ТЕС.

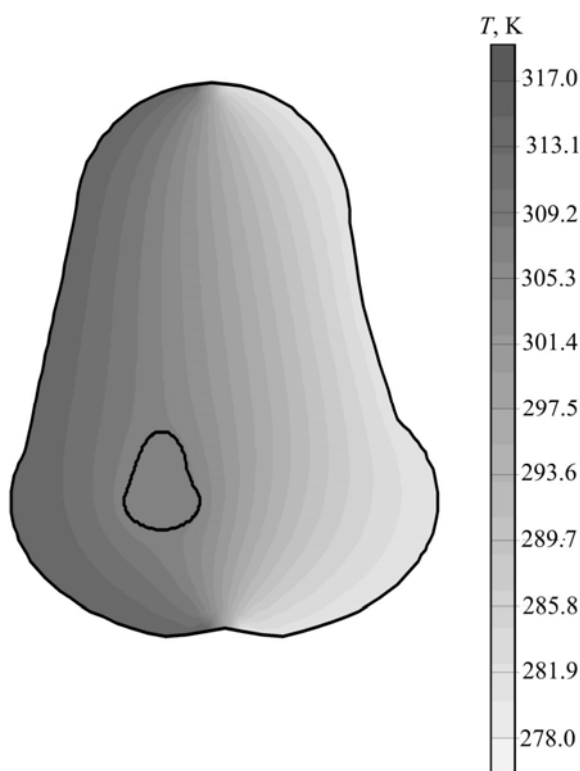


Рис. 9. Двовимірне температурне поле перерізу середньої третини плеча в стаціонарному режимі за контрастного теплового впливу для $q_{ТЕБ.о} = 3000 \text{ Вт/м}^2$,

$$q_{ТЕБ.н} = 1000 \text{ Вт/м}^2.$$

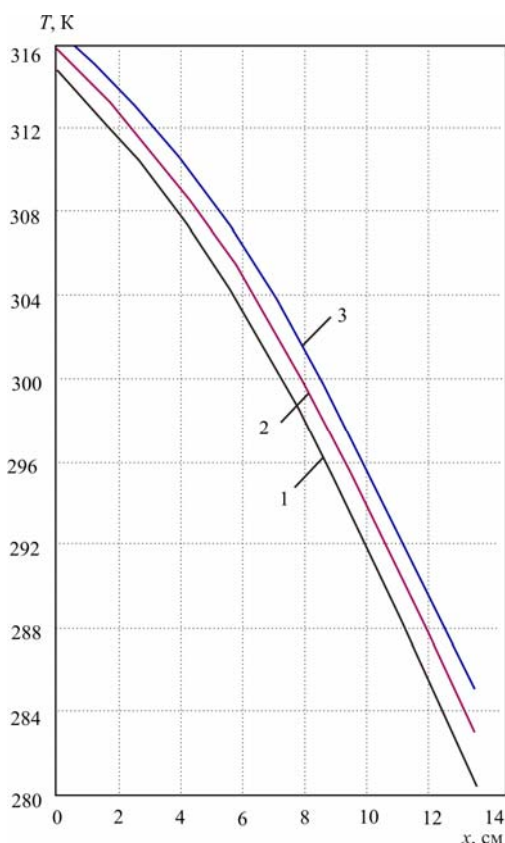


Рис. 10. Розподіл температури вздовж поперечної вісі середньої третини плеча за контрастного теплового впливу для різних значень $q_{ТЕБ}$

- 1 - $q_{ТЕБ.о} = 3500 \text{ Вт/м}^2$, $q_{ТЕБ.н} = 1000 \text{ Вт/м}^2$;
- 2 - $q_{ТЕБ.о} = 3000 \text{ Вт/м}^2$, $q_{ТЕБ.н} = 1000 \text{ Вт/м}^2$;
- 3 - $q_{ТЕБ.о} = 2500 \text{ Вт/м}^2$, $q_{ТЕБ.н} = 1000 \text{ Вт/м}^2$

На рис.11 розглянуто зміну температури в часі різних точок середньої третини плеча за охолодження, а на рис.12 – нагрівання для $q_{ТЕБ.о} = -2500 \text{ Вт/м}^2$ і $q_{ТЕБ.н} = 800 \text{ Вт/м}^2$, відповідно. Вивчено зміну в часі температури шкірного покриву, м'язової й кісткової тканини біологічного об'єкта. Згідно з результатами розрахунків тривалість виходу ТЕС у стаціонарний режим роботи лежить у відносно невеликих межах. Для випадку, що відповідає рис.11-12, час, необхідний для стабілізації температури біологічного об'єкта, становить приблизно 1200 с (20 хв.). Зазначену обставину слід враховувати під час проведення фізіотерапевтичних процедур. Доцільним буде включення приладу до проведення теплового впливу з метою висновку його на робочий режим.

Становить інтерес вивчення функціонування ТЕС у режимі контрастного теплового впливу, пов'язаного із чергуванням охолодження й нагрівання біологічного об'єкта.

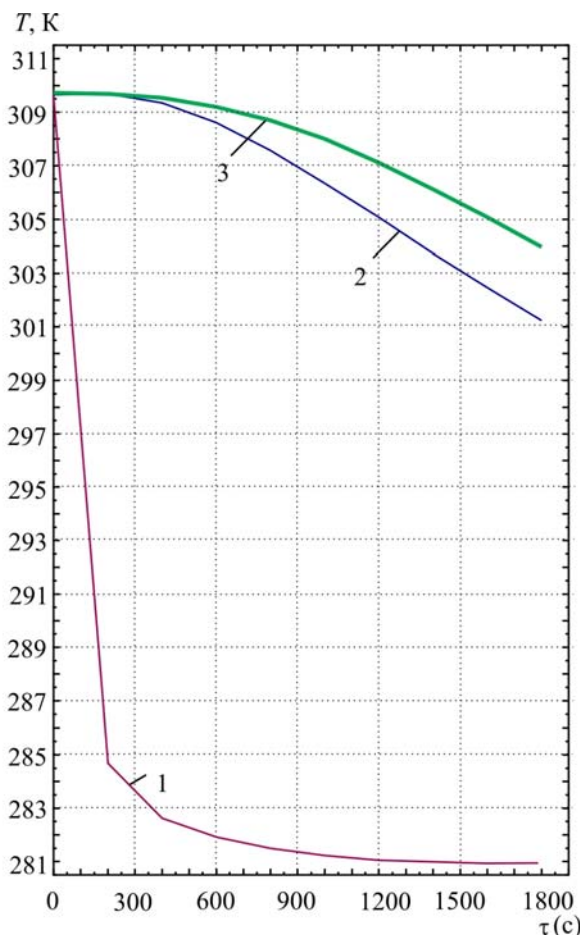


Рис. 11. Зміна температури різних точок перетину середньої третини плеча від часу за охолоджуючого впливу для $q_{ТЕБ\text{о}} = 2500 \text{ Вт/м}^2$.
1 – шкіряний покрив, 2- кісткова тканина, 3 - м'язова тканина.

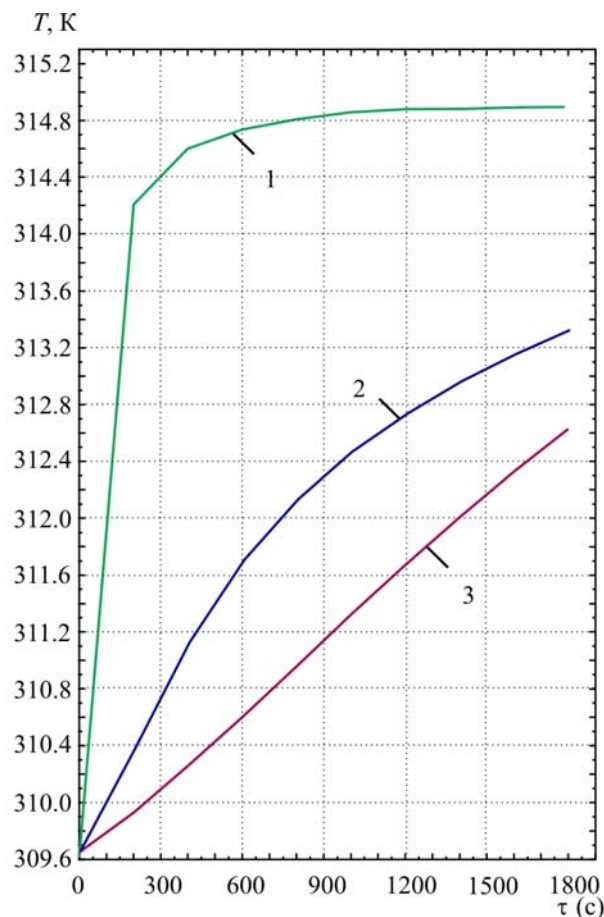


Рис. 12. Зміна температури різних точок перетину середньої третини плеча від часу за нагрівуючого впливу для $q_{ТЕБ\text{н}} = 800 \text{ Вт/м}^2$.
1 – шкіряний покрив, 2- кісткова тканина, 3 - м'язова тканина.

На рис.13 показано зміну температури шкірного покриву середньої третини плеча в часі для такого режиму процедур. Розглянуто один цикл контрастного впливу: зниження температури об'єкта, а потім її підвищення й навпаки. Залежно від методики проведення фізіотерапевтичних процедур цикл може бути повторено кілька разів. Відповідно до отриманих даних з використанням ТЕС лікувальна процедура контрастного теплового впливу може бути реалізована повною мірою. Тривалість зміни одного режиму впливу на інший відносно незначна. На залежностях, відображених на рис.13, вона становить порядку 8-9 хв. Слід помітити, що для прискорення зміни режимів впливу може бути використаний короткочасний форсований режим роботи ТЕБ, що полягає в підвищенні струму живлення ТЕБ і відповідно значення $q_{ТЕБ}$ в перехідному режимі роботи приладу.

На основі аналізу отриманих значень теплового потоку на бічній поверхні біологічного об'єкта, еквівалентних величині холодо- і теплопродуктивності ТЕБ, здійснюються розрахунки останньої. Шуканими величинами в цьому випадку є геометричні розміри термоелементів (ТЕ), що входять до складу ТЕБ, величина живильного електричного струму, споживана електрична енергія.

У більшості випадків як ТЕБ у ТЕС можуть бути використані термоелектричні модулі (ТЕМ) стандартного типу, добір яких може бути зроблений з використанням спеціальних пакетів прикладних програм.

Для досліджуваного варіанта ТЕС можуть бути використані стандартні ТЕМ типу ТВ-127-1.0-1.5 у кількості чотирьох шт., виробництва ПФ Кріотерм (м. Санкт-Петербург), що повною мірою реалізують необхідні режими проведення терапевтичних процедур. Для їхнього добору використаний пакет прикладних програм Thermoelectric system calculation [7]. Там же наведено робочі характеристики даного типу ТЕМ.

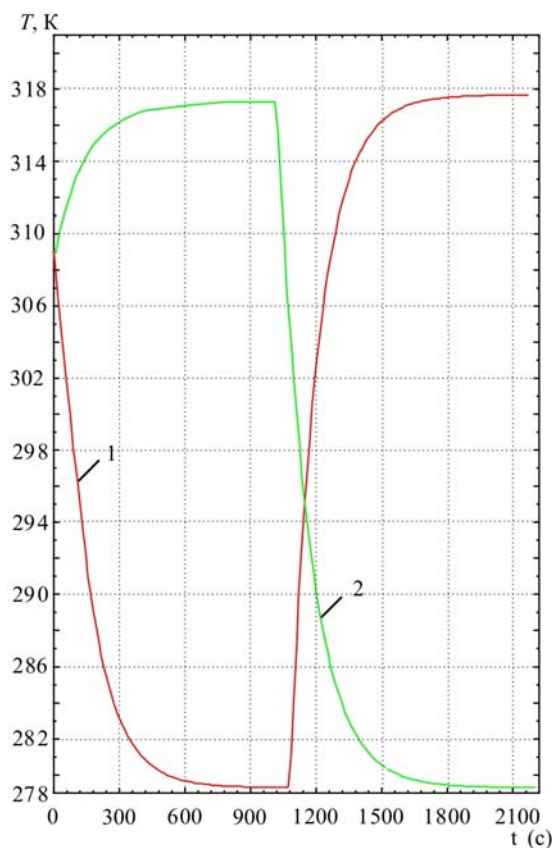


Рис.13. Зміна температури біологічного об'єкта в часі за контрастних процедур для

$$q_{\text{ТЕБ.о}} = 4000 \text{ Вт/м}^2, \quad q_{\text{ТЕБ.н}} = 1200 \text{ Вт/м}^2$$

1 – охолодження – нагрів, 2 – нагрів – охолодження.

Висновки

1. Локальний тепловий вплив широко використовується в медичній практиці для лікування й профілактики різного роду захворювань.
2. Реалізація зазначеного методу лікування може бути здійснена за допомогою використання ТЕС, що відрізняються екологічністю, високою надійністю, ефективністю, малими габаритними розмірами.
3. Термоелектричний прилад, досліджений у роботі, реалізований у вигляді конструкції, що містить гнучку еластичну основу з вбудованими в нього термоелектричними модулями, на спаях яких розміщуються гнучкі металеві тепловирівнюючі пластини.
4. Теплова модель ТЕС для проведення теплових фізіотерапевтичних процедур на середню третину плеча являє собою тришарову структуру (шкірний покрив, м'язова й кісткова тканини) складної

- конфігурації, на зовнішню поверхню шкірного покриву якої спрямований тепловий потік від ТЕБ, що входять до складу системи.
5. Математична модель ТЕС являє собою систему диференціальних рівнянь у частинних похідних з граничними умовами другого, третього й четвертого роду, розв'язок якої зроблено за допомогою чисельного методу скінченних елементів.
 6. Під час чисельного експерименту отримано двовимірні й одновимірні графіки зміни температури в різних точках системи: прилад – об'єкт впливу за різних потужностей ТЕБ, а також умови функціонування приладу.
 7. Встановлено, що зі збільшенням потужності ТЕБ при роботі останньої в режимі охолодження температура біологічного об'єкта зменшується, а при роботі ТЕБ у режимі нагрівання – збільшується. При цьому в дослідженому діапазоні потужностей ТЕБ найбільш сильно змінюється температура шкірного покриву, температура ж м'язової тканини в центрі біологічного об'єкта змінюється незначно.
 8. Згідно з розглянутими графіками на розподіл температури в об'єкті впливу певним чином впливає наявність у його об'ємі кісткової тканини. За прийнятих умов така зміна температури становить приблизно 1-2 К стосовно випадку, коли б даний об'єкт був відсутній в об'ємі тканини.
 9. Наявність на різних областях бічної поверхні різнознакових теплових потоків суттєво змінює теплове поле об'єкта стосовно випадку, коли по бічній поверхні розподілений тепловий потік, що має той самий знак. При цьому спостерігається практично монотонне збільшення температури від зони охолодження до зони нагрівання.
 10. Отримані графіки зміни температури різних точок руки людини при локальному тепловому впливі за допомогою ТЕС в часі. Згідно з отриманими даними час, необхідний для стабілізації температури з охолодженням й нагріванням біологічного об'єкта, становить приблизно 20 хв, а тривалість перехідного режиму при контрастних процедурах – 8-9 хв.
 11. Для реалізації необхідних режимів проведення теплових процедур достатньо використання стандартних ТЕМ, що промислово випускаються виробничими фірмами.

Література

1. Колушкин А.Н. Целебный холод воды / А.Н. Колушкин // М.: Физкультура и спорт, 1996. – 137 с.
2. Магазаник Г.Л. Тепловые лечебные средства / Г.Л. Магазаник // Л.: Медгиз, 1961. – 223 с.
3. Комарова Л.А. Руководство по физическим методам лечения. / Л.А. Комарова, Л.А. Благовидова. – Л.: Медицина, 1983. – 264 с.
4. Кенц В.В. Местные холодовые воздействия в физиотерапии / В.В. Кенц, А.И. Сухенко, Т.М. Дука // Вопросы курортологии. 1983. – № 2. – С. 83 – 87.
5. Патент РФ на изобретение №2299711 Термоэлектрическое полупроводниковое устройство для локального температурного воздействия на руку человека // Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Аминов Г.И., Хазамова М.А., опубл. 27.11.2007, Бюл. №15.
6. Румянцев А.В. Метод конечных элементов в задачах теплопроводности. / А.В. Румянцев // Калининград: КГУ, 1995
7. <http://www.kryotherm.ru>.

Надійшла до редакції 29.10.2013