

Хазимова М.А., Юсуфов Ш.А.



Хазимова М.А.

ФДБОУ ВПО «Дагестанський державний
технічний університет»,
пр.імама Шаміля 70,
Махачкала, 367015, Росія.



Юсуфов Ш.А.

**ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНА СИСТЕМА
КОНТРАСТНОГО ТЕПЛОВОГО
ВПЛИВУ НА РЕФЛЕКСОГЕННІ ЗОНИ
СТОПИ ЛЮДИНИ**

У роботі розглянуто термоелектричну систему для контрастного теплового впливу на рефлексогенні зони людського організму, зокрема для локального впливу на нижню поверхню стопи людини. Показано результати її математичного моделювання й натурних випробувань дослідного зразка. Наведено експериментальні графіки зміни температури в різних ділянках системи.

Ключові слова: рефлексогенна зона, термоелектрична система, термоелектрична батарея, тепловий вплив, температурне поле, математична модель, дослідний зразок, експеримент.

The paper deals with a thermoelectric system for contrast thermal effect on the reflexogenic zones of human organism, in particular, for local effect on the lower surface of human foot. The results of its mathematical simulation and prototype full-scale test are presented. Experimental plots of temperature variation at different system points are given.

Key words: reflexogenic zone, thermoelectric system, thermopile, thermal effect, temperature field, mathematical model, prototype, experiment.

Вступ

Нині у медичній практиці все більше розповсюджуються методики, засновані на використанні різного роду фізичних факторів (тепло, електромагнітне випромінювання, низькопотенціальний електричний вплив та ін.). Перевага таких методик у медичній реабілітації, лікуванні й оздоровленні перед фармакотерапією полягає в тому, що вони стимулюють власні сили організму, тобто процеси саногенезу й фактично не мають протипоказань і не призводять до яких-небудь значних ускладнень у застосуванні.

До методів, що використовують фізичні фактори, також можна віднести локальний тепловий вплив на біологічні тканини, який має певні особливості. Унікальні терапевтичні властивості тепла й холоду знаходять фізіологічне й імунологічне обґрунтування, впливаючи як на організм у цілому, так і на його окремі органи та області, зокрема на рефлексогенні зони, що мають низьку теплопровідність. Однією з областей медицини, у якій ефективно застосування теплового впливу, є фізіотерапія, зокрема її частина, що стосується оздоровчих

процедур опорно-рухового апарата.

На сьогодні відомі методики теплового впливу (контрастні ванни, вихрові ванни, парафіно- і озокеритолікування та ін.) мають різні недоліки [1], такі як низька ефективність, дискомфортність процедур, неможливість контрастного комбінованого впливу декількома фізичними факторами. У цих умовах ефективним є використання як джерела холоду і тепла, термоелектричних перетворювачів енергії, що мають високу надійність, екологічність, безшумність роботи, можливість швидкого переходу з режиму охолодження в режим нагрівання і навпаки.

У НДІ напівпровідникових термоелектричних приладів і обладнань ФДБОУ ВПО «Дагестанський державний технічний університет» розроблено напівпровідникове термоелектричне обладнання (ТЕО) для проведення фізіотерапевтичних температурних процедур, пов'язаних із впливом на рефлексогенні зони стопи людини [3,4]. Конструкцію обладнання наведено на рис. 1, а його зовнішній вигляд на рис. 2. Обладнання містить термоелектричну батарею (ТЕБ) 1, перші спаї якої перебувають в тепловому контакті з нижньою поверхнею стопи людини 2 через ванночку 3, що виконана із високотеплопровідного матеріалу, на дні якої розташовуються металеві кульки 4, що також виготовлені з матеріалу з високою теплопровідністю. Відвід тепла із других спаїв ТЕБ 1 проводиться рідинним теплообмінником 5. Керування режимами роботи ТЕБ 1 здійснюється програмованим блоком живлення.

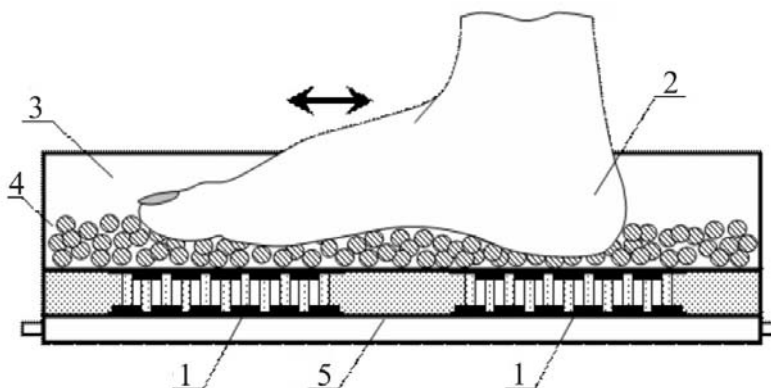


Рис. 1 Конструкція ТЕО для проведення фізіотерапевтичних процедур



Рис. 2 Зовнішній вигляд ТЕО для проведення фізіотерапевтичних процедур

Мета пропонованої роботи – теоретичне й експериментальне дослідження описаної конструкції з метою оптимізації її характеристик.

Математичне моделювання термоелектричної системи для контрастного теплового впливу на рефлексогенні зони стопи людини

Значну роль в аналізі роботи термоелектричних систем, що застосовуються для кріотермоаплікації, тобто використання локального теплового впливу, відіграє знання не тільки стаціонарних характеристик приладу, але й особливостей перехідних процесів системи прилад – об'єкт впливу. Це пов'язано з необхідністю оцінки такого показника функціонування термоелектричного обладнання, як тривалість виходу на заданий режим роботи, а також визначення динамічних характеристик приладу.

Для оцінки зазначених показників побудовано квазістаціонарну модель перехідного процесу приладу для теплового впливу на стопу людини, яка розглядає ТЕО як єдину сукупність елементів – теплообмінного обладнання (радіаторів), термоелектричної батареї, теплоізоляції, що забезпечують зниження температури біологічного об'єкта за необхідний час до необхідного значення.

Розглянемо теплову модель досліджуваної системи, яка зображена на рис. 3. У ній ТЕБ через радіатор з теплоємністю C_{p1} і тепловою провідністю σ_{p1} першим (внутрішнім) спаєм сполучена з об'єктом впливу, який спрощено показано у вигляді двошарової структури, що складається із шкірного покриву й м'язової тканини, які мають відповідно теплоємність $C_{ш}$, $C_{тк}$ і теплову провідність $\sigma_{ш}$, $\sigma_{тк}$. Температура зовнішнього спаю ТЕБ за допомогою повітряного або рідинного теплообмінного апарата (радіатора) підтримується за певної незмінної у часі величини T_{p2} . Через ТЕБ протікає струм постійної густини j . Крім того, передбачається, що теплообмін між тканиною й кров'ю відбувається в будь-якій точці розглянутого біологічного об'єкта й характеризується питомою потужністю об'ємних джерел теплоти відповідно для шкірного покриву $P_{ш}$ і м'язової тканини $P_{тк}$.

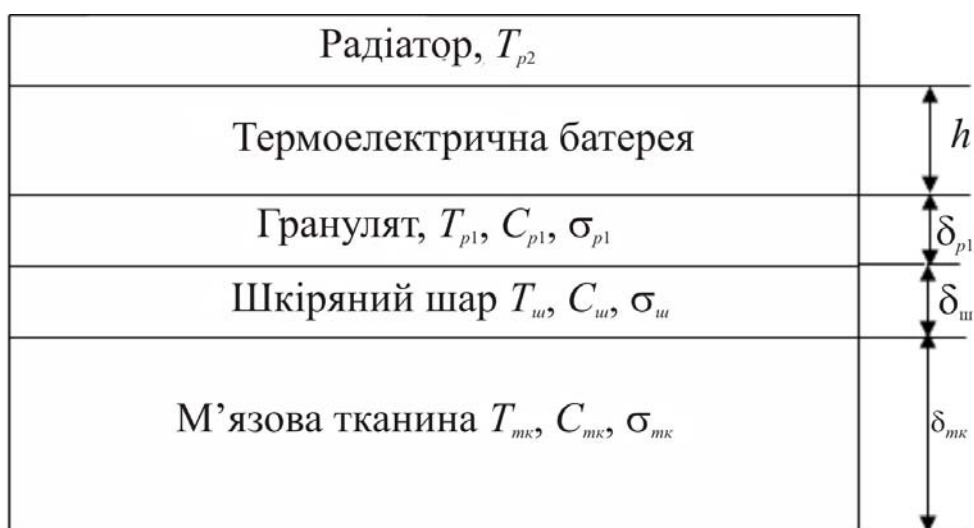


Рис. 3. Теплова модель термоелектричної системи

Математична реалізація моделі визначається системою таких диференціальних рівнянь [2]:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dT_{p1}}{d\tau} &= \frac{1}{C_{p1}} \left[\sigma_{p1} (T_{ш} - T_{p1}) + \left[qejT_{p1} + \frac{1}{2} j^2 \rho h + \frac{\lambda}{h} (T_{p2} - T_{p1}) \right] + \sigma_{p1} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{ш}}{d\tau} &= \frac{1}{C_{ш}} \left[\sigma_{p1} (T_{p1} - T_{ш}) + \sigma_{ш} (T_{тк} - T_{ш}) + P_{ш} \right] \\ \frac{dT_{тк}}{d\tau} &= \frac{1}{C_{тк}} \left[\sigma_{ш} (T_{ш} - T_{тк}) + P_{тк} \right] \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

де T_{p1} – температура радіатора, що має тепловий контакт із біологічним об'єктом; $T_{ш}$ – температура шкірного покриву; $q = -1$ за функціонування ТЕБ у режимі охолодження об'єкта впливу, $q = 1$ за функціонування ТЕБ у режимі нагрівання об'єкта впливу; e – коефіцієнт термо-ЕРС термоелементів у ТЕБ; ρ – питомий електричний опір ТЕБ; h – висота термоелементів у ТЕБ; λ – коефіцієнт теплопровідності матеріалу ТЕБ; T_{cp} – температура навколишнього середовища; $T_{тк}$ – температура м'язової тканини.

Початкові умови задаються, виходячи із припущення, що в початковий момент часу ТЕО перебуває в термодинамічній рівновазі з навколишнім середовищем і температура всіх точок системи дорівнює температурі середовища, а об'єкт впливу має температуру, рівну 309 К.

Розв'язання системи (1) здійснено чисельним методом у пакеті прикладних програм МATHCAD з використанням алгоритму Рунге-Кутта четвертого порядку. Розрахунки здійснювались за таких вихідних даних: $e = 350 \cdot 10^{-6}$ В/К; $h = 0.002$ м; $\lambda = 3$ Вт/м·К; $\rho = 0.0001$ Ом·м; $C_p = 380$ Дж/кг·К; $C_{ш} = 3600$ Дж/кг·К; $C_{тк} = 3458$ Дж/кг·К. При цьому теплові провідності визначалися формулами

$$\sigma_{p1} = \frac{\lambda_{p1} \cdot S}{\delta_{p1}}, \sigma_{ш} = \frac{\lambda_{ш} \cdot S}{\delta_{ш}}, \sigma_{тк} = \frac{\lambda_{тк} \cdot S}{\delta_{тк}}, \quad (2)$$

де λ_{p1} , $\lambda_{ш}$, $\lambda_{тк}$ – коефіцієнт теплопровідності відповідно радіатора, шкірного покриву й м'язової тканини; S – площа поверхні дотикання ТЕО для кріотермоаплікації та біологічного об'єкта впливу; δ_{p1} , $\delta_{ш}$, $\delta_{тк}$ – товщина відповідно радіатора, шкірного покриву і шару м'язової тканини. Чисельні значення вихідних величин у виразах (2) такі: $\lambda_{p1} = 200$ Вт/м·К; $\lambda_{ш} = 0,389$ Вт/м·К; $\lambda_{тк} = 0.2$ Вт/м·К; $S = 0.015$ м²; $\rho_{p1} = 0.02$ м; $\rho_{ш} = 0.002$ м; $\rho_{тк} = 0.03$ м.

На рис. 4-5 наведено результати розрахунків теплового поля системи прилад – об'єкт впливу залежно від часу за $T_{cp} = T_{p2} = 293$ К для випадку функціонування ТЕБ у режимі охолодження (рис.4) і режимі нагрівання (рис. 5) біологічного об'єкта. Розглянуто часову залежність температури радіатора на внутрішньому спаї ТЕБ, шкірного покриву й м'язової тканини. Як видно із наведених даних, залежності мають монотонний характер – спадаючий під час роботи ТЕБ у режимі охолодження й зростаючий з використанням ТЕБ у режимі нагрівання біологічного об'єкта. Згідно з наведеними графіками температура радіатора й шкірного покриву досить швидко стабілізується (у розглянутому випадку за охолодження тривалість виходу на стаціонарний режим температури радіатора й шкірного покриву становить відповідно 93 і 120 с, а за нагрівання – 72 і 96 с), що пов'язано з малою теплоємністю й високою тепловою провідністю радіатора, а також малою товщиною шкірного покриву. Якщо виходити з того, що саме шкірний покрив насичений тепловими рецепторами і є безпосереднім об'єктом кріотермоаплікації, то така обставина вказує на безсумнівну вигоду застосування ТЕО, пов'язану насамперед з малою інерційністю теплового впливу.

На рис.6 зображено графічно залежності зміни в часі температури шкірного покриву за різних величин струму живлення ТЕБ I ($j = \frac{I}{S}$). Дані наведено для випадку локального охолодження й нагрівання об'єкта впливу. Як видно із розглянутих залежностей, тривалість стабілізації температури шкірного покриву в розглянутому діапазоні струмів постійна й становить близько 120 с.

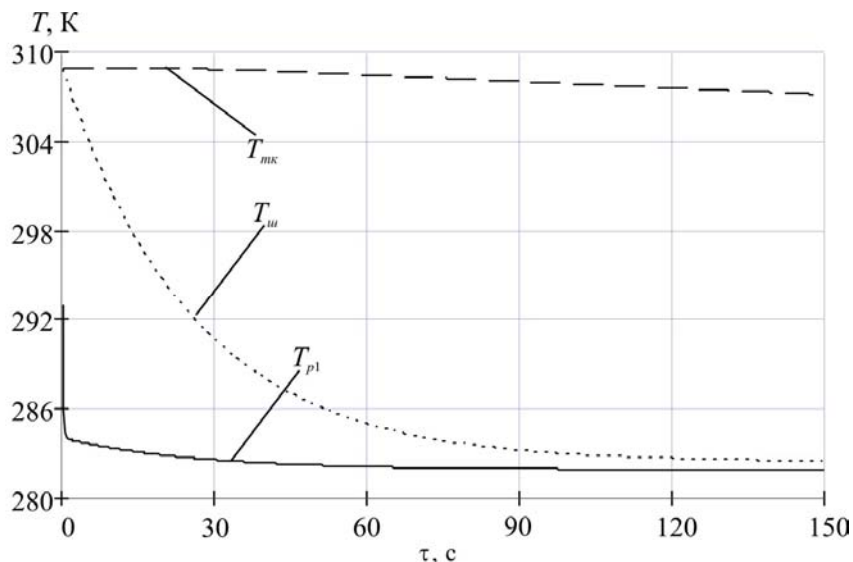


Рис. 4. Залежність температури грануляту на внутрішньому спайі ТЕБ T_{p1} , шкірного покриву $T_{ш}$ і м'язової тканини $T_{тк}$ від часу, в режимі охолодження.

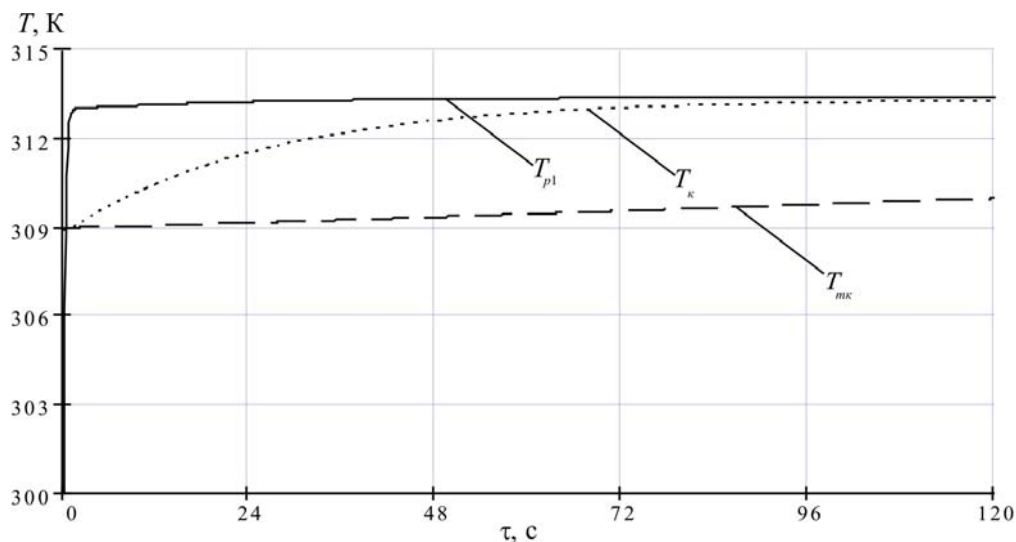


Рис. 5. Залежність температури грануляту на внутрішньому спайі ТЕБ T_{p1} , шкірного покриву $T_{ш}$ і м'язової тканини $T_{тк}$ від часу, в режимі нагрівання.

На рис.6 добре прослідковується залежність рівня охолодження шкірного покриву від величини струму живлення. Із графіків, що описують часову залежність температури шкірного покриву, видно, що зі зміною сили струму від 0 до оптимального значення, за якого має місце максимальне зниження температури на холодному спайі ТЕБ (у нашому випадку 2 А), відношення зміни температури до зміни сили струму зменшується.

Так, для зазначеного випадку (по досягненню стаціонарного режиму) при збільшенні струму живлення з 0.5 до 1 А температура шкірного покриву знижується з 286.5 до 282.5 К, збільшення сили струму з 1 до 1.5 А знижує температуру з 282.5 до 280 К, а збільшення струму живлення з 1.5 до 2 А зменшує температуру до 279.5 К. Далі збільшення сили струму викликає перевагу теплоти Джоуля над теплотою Пельтьє, що збільшує температуру об'єкта впливу. Таким чином, за фіксованої температури T_{p2} ТЕО граничне зниження температури біологічного об'єкта обмежене величиною оптимального для даного типу ТЕБ струму живлення.

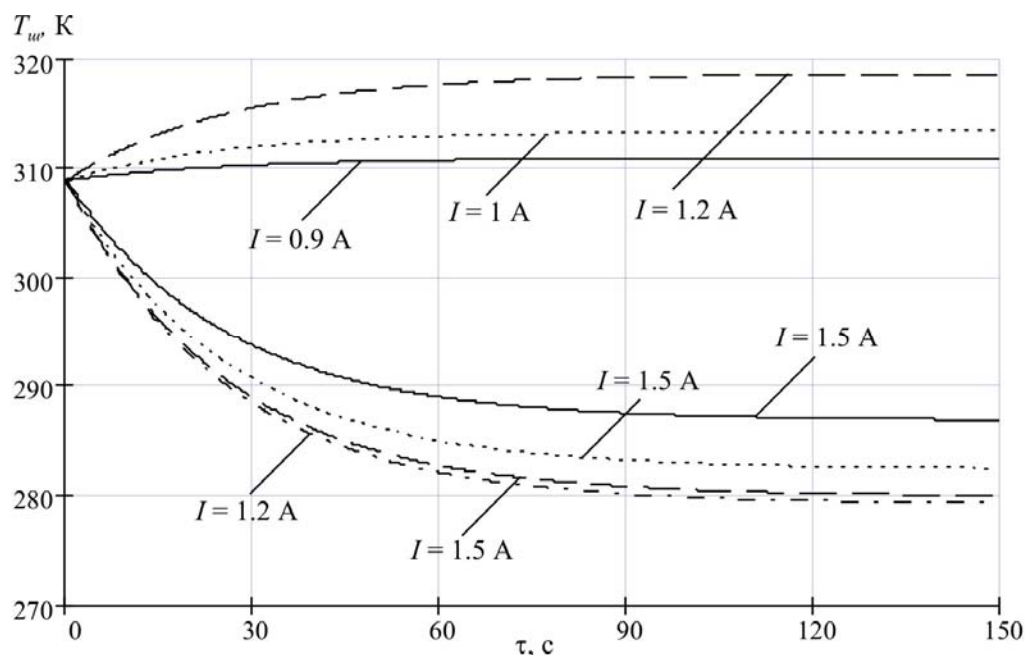


Рис. 6. Зміна в часі температури шкірного покриву за різних величин струму живлення ТЕБ I , в режимі охолодження.

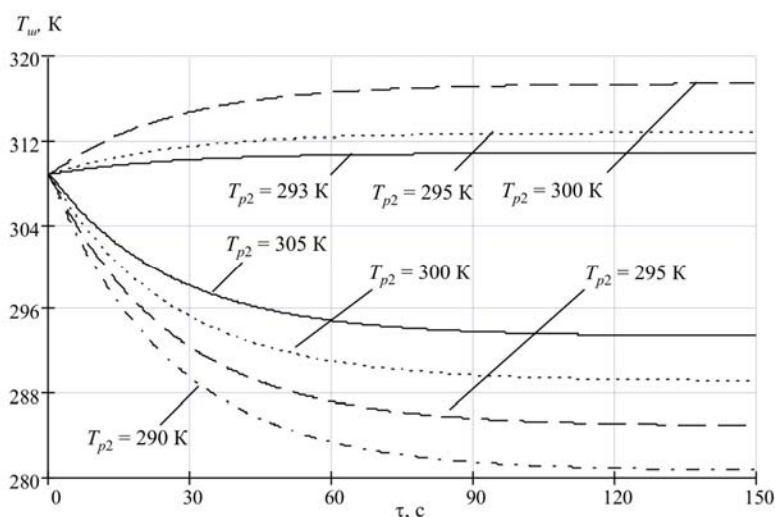


Рис. 7. Зміна температури шкірного покриву в часі за різних значень T_{p2} .

Одержати більш глибоке зниження температури об'єкта впливу можна, зменшивши значення T_{p2} . Цю обставину проілюстровано на рис.6., де показано зміну температури шкірного покриву в часі для різних значень T_{p2} під час роботи ТЕО в режимі охолодження й нагрівання (струм живлення – 0.9 А). Аналізуючи дані, показані на рис.6 і рис.7, видно, що

для зниження температури шкірного покриву, наприклад, до 280 К за температури $T_{p2}=290$ К, потрібно на 0.6 А менше, ніж у випадку стабілізації T_{p2} на рівні 293 К. Разом з тим, зменшення температури зовнішнього спаю (T_{p2}) вимагає збільшення струму живлення ТЕБ під час роботи останньої в режимі нагрівання біологічного об'єкта для одержання такої ж температури шкірного покриву. Тут необхідно відзначити, що необхідне незначне збільшення струму живлення ТЕБ. При цьому вигреш у споживанні електричної енергії під час роботи ТЕО в режимі охолодження набагато перевищує його програш під час роботи ТЕО в режимі нагрівання біологічного об'єкта.

Експериментальні дослідження термоелектричної системи

З метою підтвердження результатів математичного моделювання було здійснено натурні випробування дослідного зразка даної термоелектричної системи. Об'єктом експериментальних досліджень був дослідний зразок для впливу на стопу людини, виготовлений у вигляді кожуха, що містить ТЕБ, виконану зі стандартних уніфікованих термоелектричних модулів (ТЕМ), одними спаями приведена в тепловий контакт із основою кожуха у вигляді мідної пластини з можливим заповненням мідним гранулятом. Протилежні спаї ТЕБ перебували в тепловому контакті з рідинним теплообмінником, призначеним для відводу тепла.

Під час проведення експерименту дослідний зразок поміщався в теплоізольовану кліматичну камеру, термостатований робочий об'єм якої становить 120 л. Камера забезпечує підтримку температури в межах від 283 до 343 К з точністю 1 С за відносної вологості від 30 до 98%. Задані температура й відносна вологість у камері регулюється блоком керування, зв'язаним з датчиками температури й вологості, покази яких реєструються цифровим табло.

Як ТЕБ використовувалися стандартні уніфіковані з'єднані паралельно ТЕМ типу ІСЕ-71, що випускаються інженерно-виробничою фірмою «Кріотерм». Живлення ТЕМ здійснювалося джерелом електричної енергії. Швидкість плинину рідини в теплообміннику контролювалася за допомогою регулятора. Для проведення вимірювань використовувалися вбудовані в джерело електричної енергії амперметр і вольтметр, датчик швидкості потоку рідини в регуляторі швидкості плинину рідини й багатоканальний вимірник ІРТМ 2402/ М3, підключений до ПЕОМ.

У ході експерименту визначалися напруга й струм на ТЕБ, температура навколишнього середовища, температури в різних точках дослідного зразка. Вимірювання температури проводилося за допомогою мідь-константанових термопар, опорні спаї яких розміщалися в посудині Дьюара, а сигнал знімався вимірювачем ІРТМ 2402/ М3.

Термопари розміщувалися на опорному і робочому спаях ТЕМ, на вході-виході теплообмінника, на поверхні пластини (край і центр), у навколишньому середовищі, на шарах гранулята (при використанні останнього в процесі проведення досвіду), а також безпосередньо на біологічному об'єкті (у цьому випадку стопа пацієнта).

Виміри здійснювалися для випадку холостого ходу обладнання (без теплового навантаження), з тепловим навантаженням за відсутності та наявності гранулята в обладнанні (виміри проводилися за використання гранулята різного діаметра, починаючи з 4 мм і закінчуючи 10 мм з кроком 2 мм). Експеримент здійснювався за безпосереднього теплового впливу на стопу людини, температура якої контролювалася термопарами, установленими на підшві стопи.

У ході експерименту визначалися напруга й струм на ТЕБ, температура навколишнього середовища, температура в різних точках дослідного зразка.

На рис. 8-9 показано часові залежності температури пластини й температури на підшві стопи за різних струмів у режимі нагрівання (рис. 8) та режимі охолодження (рис. 9).

Дослідження цих залежностей показує, що температура на пластині росте зі збільшенням струму живлення ТЕБ, у той час як на підшві стопи помітні процеси терморегуляції живих систем. У початковий момент впливу тепла температура стопи різко підвищується, що обумовлено звуженням судин, друга фаза супроводжується розширенням судин, припливом крові до впливаючих зон, і як наслідок цього, незначним зниженням температури. Далі включаються механізми терморегуляції і температура поступово вирівнюється залежно від режиму впливу. Слід зазначити, що температура на пластині досягає необхідного значення упродовж 3-5 хвилин, а саме 42-45 $^{\circ}$ C у режимі нагрівання та 10-12 $^{\circ}$ C у режимі охолодження.

Під час експериментальних досліджень, крім цього, нами було отримано наступні залежності: зміни температури робочих і опорних спаїв ТЕМ від величини струму живлення, залежність температури в різних точках пластини від струму, криві часу нагрівання й охолодження в інтервалі температур від 10 до 45 $^{\circ}$ C залежно від струму живлення, а також перехідні характеристики обладнання.

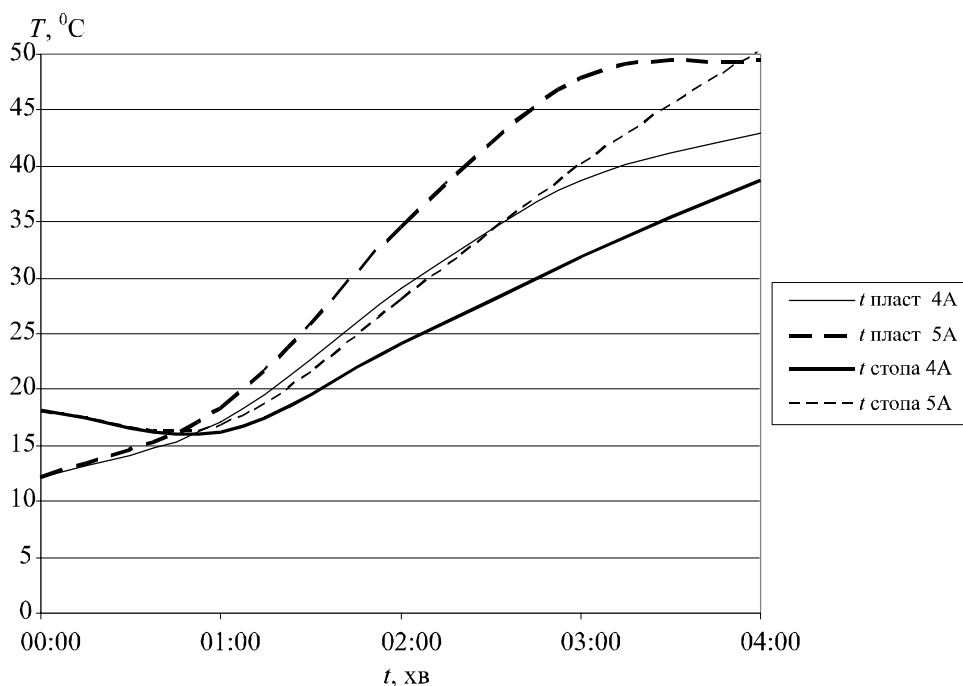


Рис. 8. Часова залежність температури на пластині та на підшві стопи за різних струмів живлення ТЕБ, в режимі нагрівання

На рис. 10 наведено перехідні характеристики, оскільки дане обладнання призначене для роботи в динамічному режимі, забезпечуючи поперемінний вплив теплом і холодом.

Аналіз залежностей показав, що загальний час одного циклу за струму живлення 5А становить близько 6-7 хвилин, причому режим нагрівання забезпечується за 2-3 хвилини, режим охолодження – за 3-5 хвилин. Отримані експериментальні дані визначають прийнятну точність

математичної моделі системи. Максимальна розбіжність розрахункових і експериментальних даних не перевищує 7-7.5С.

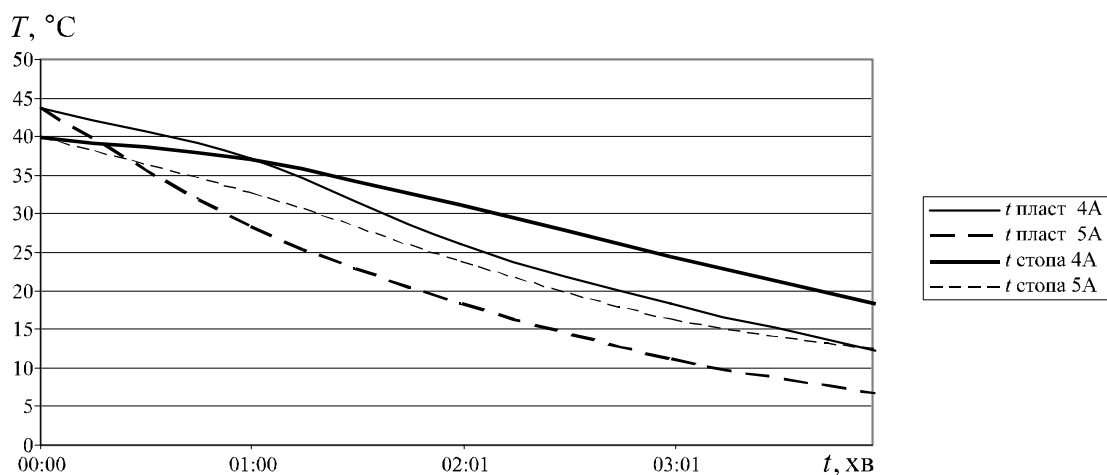


Рис. 9. Часова залежність температури на пластині та на підшвиі стопи за різних струмів живлення ТЕБ, в режимі охолодження

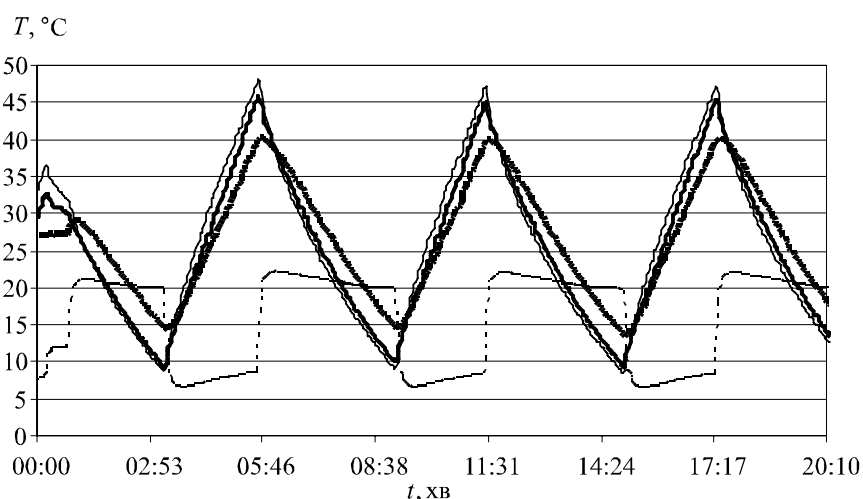


Рис. 10. Залежність T в динамічному режимі при струмі живлення $I = 5A$.

Найбільше відхилення розрахункових даних спостерігається в основному на проміжку часу, пов'язаному з виходом обладнання на режим, який визначається впливом навколишнього середовища та неідеальною тепловою ізоляцією системи обладнання-об'єкт впливу, а також деяким розкидом параметрів ТЕМ і вимірювальних приладів.

Висновки.

На основі проведених досліджень можуть бути зроблені наступні висновки:

1. розроблено конструкцію термоелектричного обладнання для контрастного теплового впливу на рефлексогенні зони стопи людини, що складається із ТЕБ, ванночки, заповненої гранулятом та теплообмінника.
2. створено математичну модель обладнання на основі системи диференціальних рівнянь, що описують процес теплопередачі в багатошаровій системі;

3. на основі математичної моделі отримано залежності зміни у часі температури гранулята, шкірного покриву й м'язової тканини за різних величин струму живлення ТЕБ, які показали досить швидко стабілізацію температури в зазначених областях, що не перевищує 2 хв.;
4. показано, що для досягнення необхідного рівня охолодження й нагрівання ділянок шкірного покриву можуть використовуватись стандартні ТЕМ зі струмом живлення порядку 2 А;
5. у результаті натурних випробувань дослідного зразка отримано залежності зміни у часі температури підошви стопи, поверхні, на якій перебуває гранулят, при роботі ТЕО в режимі охолодження, нагрівання, а також при контрастному впливові, які показали задовільну збіжність розрахункових і дослідних даних.

Література

1. Олефиренко В.Т. Водотеплолечение. М.: Медицина, 1986. 288с.
2. Молостов В.Д. Иглоакупация: Практич. пособие. Ростов н/Д, 2000. 480с.
3. Патент № 2245693 РФ. Полупроводниковое термоэлектрическое устройство для локального температурного воздействия на стопу человека / Исмаилов Т.А, Аминов Г.И., Евдулов О.В., Хазимова М.А. //Б.И. № 4, 2002.
4. Патент № 2245694 РФ. Полупроводниковое термоэлектрическое устройство для локального температурного воздействия на стопу человека / Исмаилов Т.А, Аминов Г.И., Зарат А., Евдулов О.В., Хазимова М.А. //Б.И. № 4, 2002.
5. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазимова М.А. Математическая модель полупроводникового термоэлектрического устройства для теплового воздействия на стопу человека // Изв. Вузов. Приборостроение. 2004. Т. 47. № 7. С. 43-50.

Надійшла до редакції 17.06.2015