

Анатичук Л.І.^{1,2}, Кобилянський Р.Р.^{1,2}



Анатичук Л.І.

¹Інститут термоелектрики НАН і МОН України
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;
²Чернівецький національний університет,
ім. Юрія Федьковича, вул. Коцюбинського 2,
Чернівці, 58000, Україна



Кобилянський Р.Р.

ПРО ЗРОСТАННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ТЕРМОГЕНЕРАТОРА ПРИ ВИКОРИСТАННІ ТЕПЛОВОЇ ЕНЕРГІЇ ЛЮДИНИ В ДИНАМІЧНИХ РЕЖИМАХ

У роботі досліджено підвищення енергетичної ефективності термоелектричного генератора в перехідних нестационарних умовах, що виникають при створенні теплового контакту між ділянкою поверхні тіла людини і термоелектричною батареєю. Для таких досліджень розвинуто комп'ютерний метод визначення енергетичних характеристик термогенератора в нестационарних теплових умовах. Побудовано фізичну модель для таких процесів і відповідне їх комп'ютерне моделювання. Особливістю моделі є заміна радіатора, яким відводиться тепло від термобатареї, акумулятором тепла. Здійснено математичний опис та створено комп'ютерну модель на основі об'єктно-орієнтованого програмування. Досліджено конкретний випадок моделі для термобатареї з матеріалу на основі Bi-Te з контактною площею 10×10 мм та акумулятором тепла з міді. Визначено оптимальні довжини віток модуля 2 ÷ 2.5 мм та акумулятора тепла 5 ÷ 10 мм. При цьому термобатарея за 20 с генерує майже 25 мДж електричної енергії, якої цілком достатньо для роботи електронного медичного термометра.

Ключові слова: термоелектричний мікрогенератор, динамічний режим, комп'ютерне моделювання.

This paper studies increase of thermoelectric generator efficiency in transient unsteady conditions due to a thermal contact between the surface area of human body and the thermopile. For such investigations, a computer method for determination of the energy characteristics of thermal generator in unsteady thermal conditions is developed. A physical model for such processes with the respective computer simulation is built. The specific feature of this model is a substitution of a heat sink that abstracts heat from a thermopile by a heat accumulator. A mathematical description is performed and a computer model is created on the basis of object-oriented programming. The case study of a model for a thermopile of Bi-Te based material with a contact area 10×10 mm and a copper heat accumulator is presented. The optimal length of module legs is determined as 2 ÷ 2.5 mm and heat accumulator length – as 5 ÷ 10 mm. In so doing, the thermopile during 20 s generates about 25 mJ of electric energy which is quite sufficient for the operation of electronic medical thermometer.

Key words: thermoelectric microgenerator, dynamic mode, computer simulation.

Вступ

Термоелектричні мікрогенератори, що використовують тепло людини, є перспективними для живлення різноманітної малопотужної електронної апаратури [1-11]. У роботі [12] встановлено, що

для живлення пристроїв короткочасної дії слід використовувати термоелектричні мікрогенератори в динамічних режимах роботи, оскільки за певних умов такі режими дають можливість отримати більшу електричну потужність, ніж у стаціонарних режимах. Використання нестационарних режимів роботи короткочасної дії робить можливим позбутися громіздких тепловідвідних радіаторів, які є основною перешкодою зі створенням ефективних та компактних джерел електричної енергії, в яких для їх роботи використовується тепло людини.

Мета пропонованого дослідження – розробка комп’ютерних методів моделювання роботи термогенератора у нестационарних теплових режимах та їх використання для оптимізації конкретних варіантів конструкцій таких генераторів.

Фізична модель

Згідно з фізичною моделлю (рис. 1), ділянка біологічної тканини тіла людини являє собою структуру із трьох шарів шкіри (епідерміс 1, дерміс 2, підшкірний шар 3) і внутрішньої тканини 4 та характеризується теплопровідністю κ_i , питомою теплоємністю C_b , густиною ρ_b , швидкістю перфузії крові ω_{bi} , густиною крові ρ_b , теплоємністю крові C_b і питомим тепловиділенням q_{meti} внаслідок процесів метаболізму (рис. 1). Відповідні шари біологічної тканини 1-4 розглядаються як об’ємні джерела тепла q_i , де

$$q_i = q_{meti} + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_{bi} \cdot (T_b - T), \quad i=1..4. \quad (1)$$

Геометричні розміри кожного такого шару складають a_i , b_i , l_i . Температури на границях відповідних шарів біологічної тканини становлять T_1, T_2, T_3, T_4 . Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини наведено в роботах [12-17].

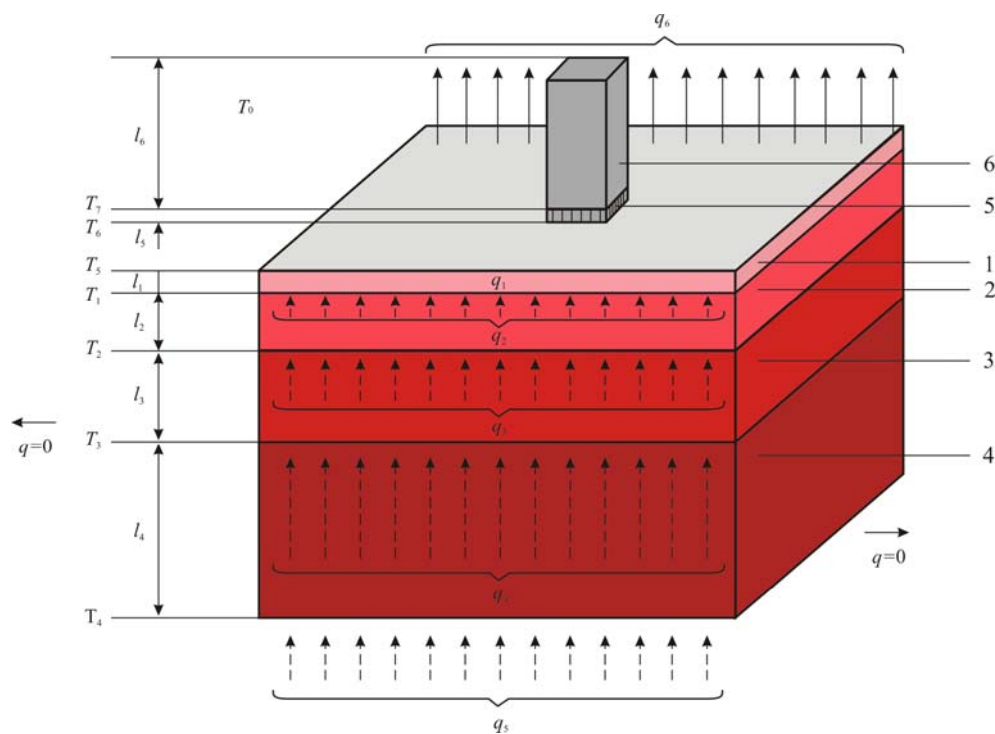


Рис. 1. Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним мікрогенератором та акумулятором тепла: 1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірний шар, 4 – внутрішня тканина, 5 – термоелектричний мікрогенератор, 6 – акумулятор тепла.

Термоелектричний мікрогенератор 5 показано еквівалентним прямокутним бруском

розмірами a_5 , b_5 , l_5 з теплопровідністю, що відповідає теплопровідності мікрогенератора κ .

На поверхні біологічної тканини (епідерміс 1) з температурою T_5 розміщено термоелектричний мікрогенератор 5 з температурою на поверхні контакту T_6 . Термоелектричний мікрогенератор 5 перебуває в стані теплообміну з акумулятором тепла у вигляді бруска 6 із матеріалу високої теплопровідності, геометричні розміри якого a_6 , b_6 , l_6 . Температура на поверхні контакту T_7 .

Вільна поверхня ділянки шкіри (епідерміс 1) перебуває в стані теплообміну з навколишнім середовищем з температурою T_0 , що враховано коефіцієнтом теплообміну α . Решта вільних поверхонь термоелектричного мікрогенератора 5 та бруска 6 адіабатично ізольовані. Питомий тепловий потік з вільної поверхні шкіри становить q_6 , питомий тепловий потік внутрішніх органів людини – q_5 . Теплообмін шкіри шляхом випромінювання та потовиділення не враховується.

Оскільки фізична модель являє собою ділянку біологічної тканини із чотирьох шарів, причому в інших сусідніх шарах відбуваються однакові біохімічні процеси, то можемо вважати, що перетікання тепла через бічну поверхню біологічної тканини не відбувається ($q=0$).

Математичний опис моделі

Оскільки метою дослідження є вивчення динаміки фізичних процесів у термоелектричному мікрогенераторі з моменту приведення його в тепловий контакт з поверхнею шкіри, то потрібно знати стаціонарний розподіл температури в біологічній тканині без наявності мікрогенератора на її поверхні. Такий розподіл температури слід вибрати за початкові умови в біологічній тканині в процесі теплової взаємодії термоелектричного мікрогенератора з біологічною тканиною. Це, в свою чергу, означає, що дослідження необхідно здійснювати у два етапи. На першому етапі необхідно знайти стаціонарний розподіл температури в біологічній тканині без наявності мікрогенератора на її поверхні. На другому етапі необхідно знайти динамічний розподіл температури в біологічній тканині та в розміщених на її поверхні термоелектричному мікрогенераторі і бруска 6, взявши за початкові умови для біологічної тканини знайдений на першому етапі розподіл температур.

Загальне рівняння теплообміну в біологічній тканині має такий вигляд [12-17]:

$$\rho_i \cdot C_i \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(\kappa_i \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_{bi} \cdot (T_b - T) + q_{meti}, \quad (2)$$

- де $i=1..4$ – відповідні шари біологічної тканини,
 ρ_i – густина відповідного шару біологічної тканини ($\text{кг}/\text{м}^3$),
 C_i – питома теплоємність відповідного шару біологічної тканини ($\text{Дж}/\text{кг}\cdot\text{К}$),
 ρ_b – густина крові ($\text{кг}/\text{м}^3$),
 C_b – питома теплоємність крові ($\text{Дж}/\text{кг}\cdot\text{К}$),
 ω_{bi} – швидкість перфузії крові відповідного шару біологічної тканини ($\text{м}^3 \cdot \text{с}^{-1} \cdot \text{м}^{-3}$),
 T_b – температура крові людини ($^{\circ}\text{C}$), причому $T_b = 37^{\circ}\text{C}$,
 q_{meti} – кількість тепла від метаболізму відповідного шару біологічної тканини ($\text{Вт}/\text{м}^3$),
 T – абсолютна температура (К),
 κ_i – коефіцієнт теплопровідності відповідного шару біологічної тканини ($\text{Вт}/\text{м}\cdot\text{К}$),
 t – час (с).

Ліві частині рівняння (2) являє собою швидкість зміни теплової енергії, що міститься в одиниці об'єму біологічної тканини. Три доданки у правій частині цього рівняння являють

собою відповідно швидкість зміни теплової енергії за рахунок теплопровідності, перфузії крові та тепла метаболізму.

На першому етапі досліджень $\frac{\partial T}{\partial t} = 0$, тому рівняння (2) спрощується до вигляду:

$$\nabla(\kappa_i \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_b \cdot (T_b - T) + q_{met_i} = 0. \quad (3)$$

Стационарне рівняння теплообміну в біологічній тканині (3) розв'язується з граничними умовами (4), де q – густина теплового потоку, T_0 – температура навколишнього середовища, α – коефіцієнт теплообміну:

$$\begin{cases} q|_{x=0} = 0, \\ q|_{x=a} = 0, \end{cases} \quad \begin{cases} q|_{y=0} = 0, \\ q|_{y=a} = 0, \end{cases} \quad \begin{cases} T|_{z=0} = 37^\circ C, \\ q|_{z=b} = \alpha \cdot (T_0 - T), \end{cases} \quad (4)$$

На другому етапі розподіл температури в біологічній тканині визначається з рівняння (2) з граничними умовами (4) та початковим розподілом температури $T(x,y,z)$. При цьому в термоелектричному мікрогенераторі та акумуляторі тепла розв'язуємо загальне рівняння теплообміну [1, 2]

$$\rho_i \cdot C_i \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(\kappa_i \cdot \nabla T), \quad (5)$$

де $i=5, 6$ – позначає матеріал термогенератора та акумулятора тепла, ρ_i – густина речовини, C_i – питома теплоємність речовини, κ_i – коефіцієнт теплопровідності. Граничними умовами для рівняння (5) є умова адіабатичної ізоляції поверхонь термоелектричного мікрогенератора та акумулятора тепла, початковий розподіл температури $T = T_{оточ.сеп.} = const$.

Комп'ютерне моделювання

Для дослідження динамічних режимів роботи термоелектричного мікрогенератора, що використовує тепло людини, було створено тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться термоелектричний мікрогенератор та акумулятор тепла. Для побудови комп'ютерної моделі використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [18], що дає можливість здійснювати моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з урахуванням кровообігу та метаболізму.

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків в біологічній тканині, термоелектричному мікрогенераторі та акумуляторі тепла здійснювався методом скінченних елементів (рис. 2), суть якого полягає в тому, що досліджуваний об'єкт розбивається на велику кількість скінченних елементів і в кожному з них шукається значення функції, яке задовольняє заданим диференціальним рівнянням другого порядку з відповідними граничними умовами. Точність розв'язання поставленої задачі залежить від рівня розбиття і забезпечується шляхом використання необхідної кількості скінченних елементів [18].

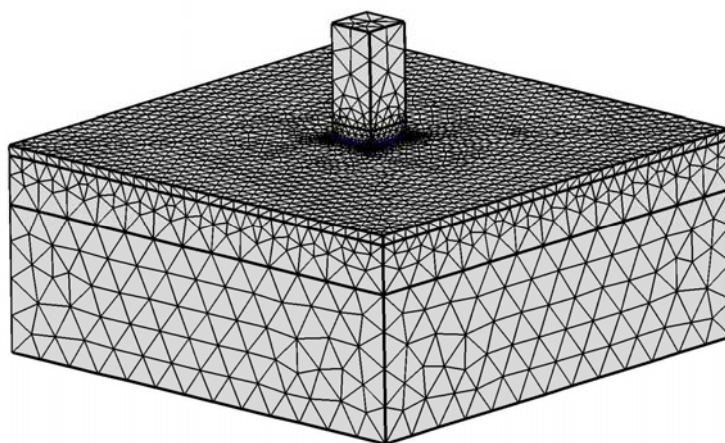


Рис. 2. Сітка методу скінченних елементів.

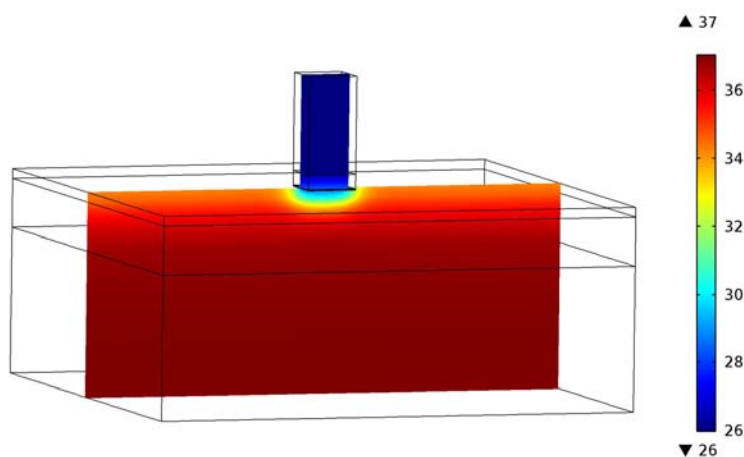


Рис. 3. Розподіл температури в перерізі біологічної тканини тіла людини, на поверхні якої розміщено термоелектричний мікрогенератор та акумулятор тепла.

За допомогою об'єктно-орієнтованого комп'ютерного моделювання отримано розподіли температури (рис. 3) та ліній густини теплового потоку в біологічній тканині тіла людини, термоелектричному мікрогенераторі та акумуляторі тепла.

Приклад комп'ютерного моделювання

На рис. 4-5 *a, б, в, г, д, е* наведено динаміку зміни ЕРС та електричної потужності термоелектричного мікрогенератора розмірами 10×10 мм з кількістю віток $N = 624$ та їх поперечного перерізу $S_0 = 0.35 \times 0.35$ мм² за різних довжин віток $L = 0.5; 1.0; 1.5; 2; 2.5; 3$ мм і довжин бруска акумулятора тепла $h = 0; 2; 5; 10; 20; 30$ мм (температура навколишнього середовища $T = 24$ °C).

З аналізу рис. 4-5 *a, б, в, г, д, е* видно, що збільшення довжини акумулятора тепла та довжини віток термоелектричного мікрогенератора покращує його енергетичні характеристики. Однак з такого представлення важко оцінити темпи покращення енергетичних характеристик та визначити оптимальні значення довжини акумулятора тепла і віток термоелектричного мікрогенератора.

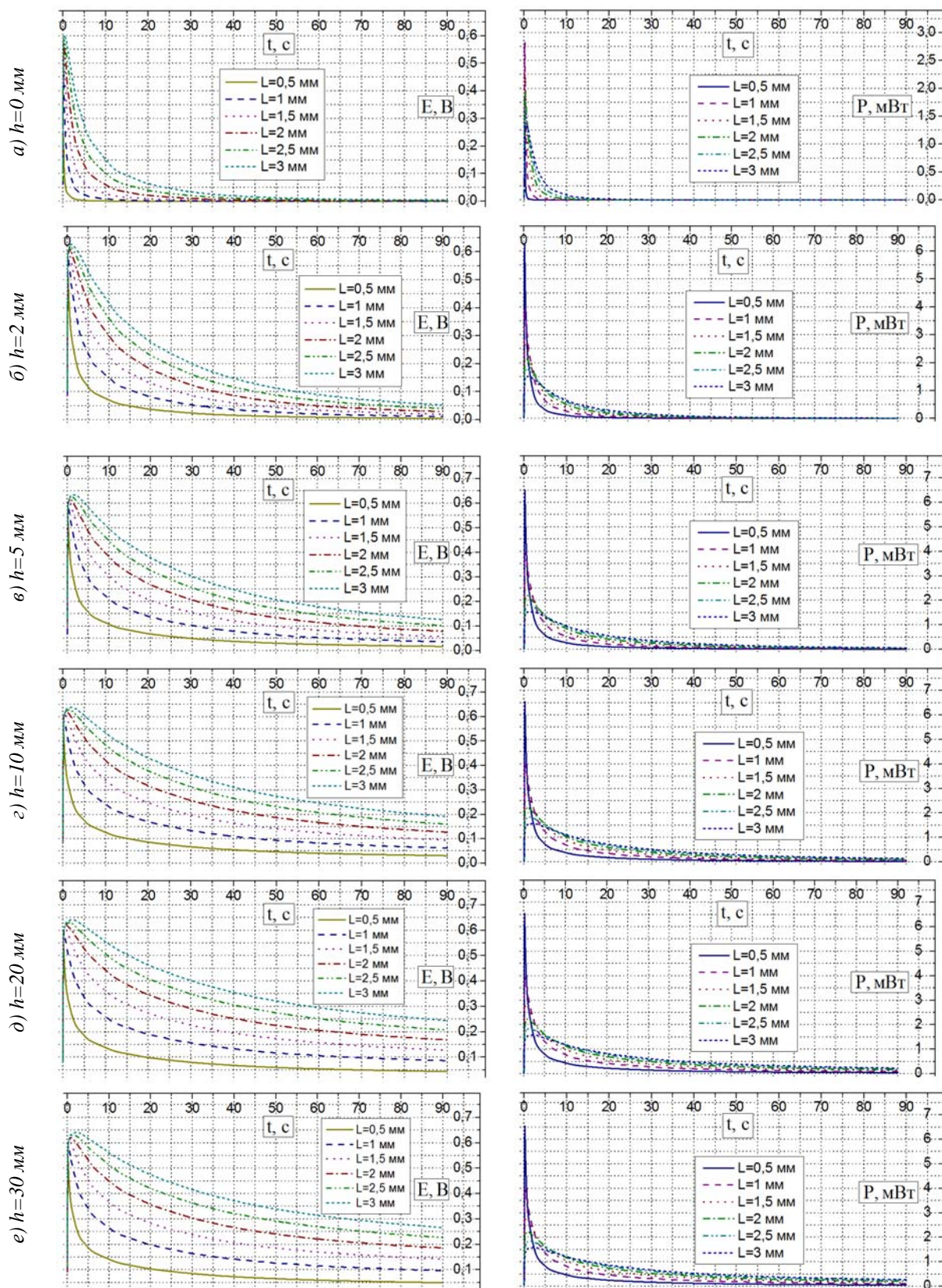


Рис. 4. Динаміка зміни ЕРС та електричної потужності термоелектричного мікрогенератора за різних довжин віток і акумулятора тепла (кожна крива відповідає певній довжині віток термогенератора, а кожен рисунок – певній довжині акумулятора тепла).

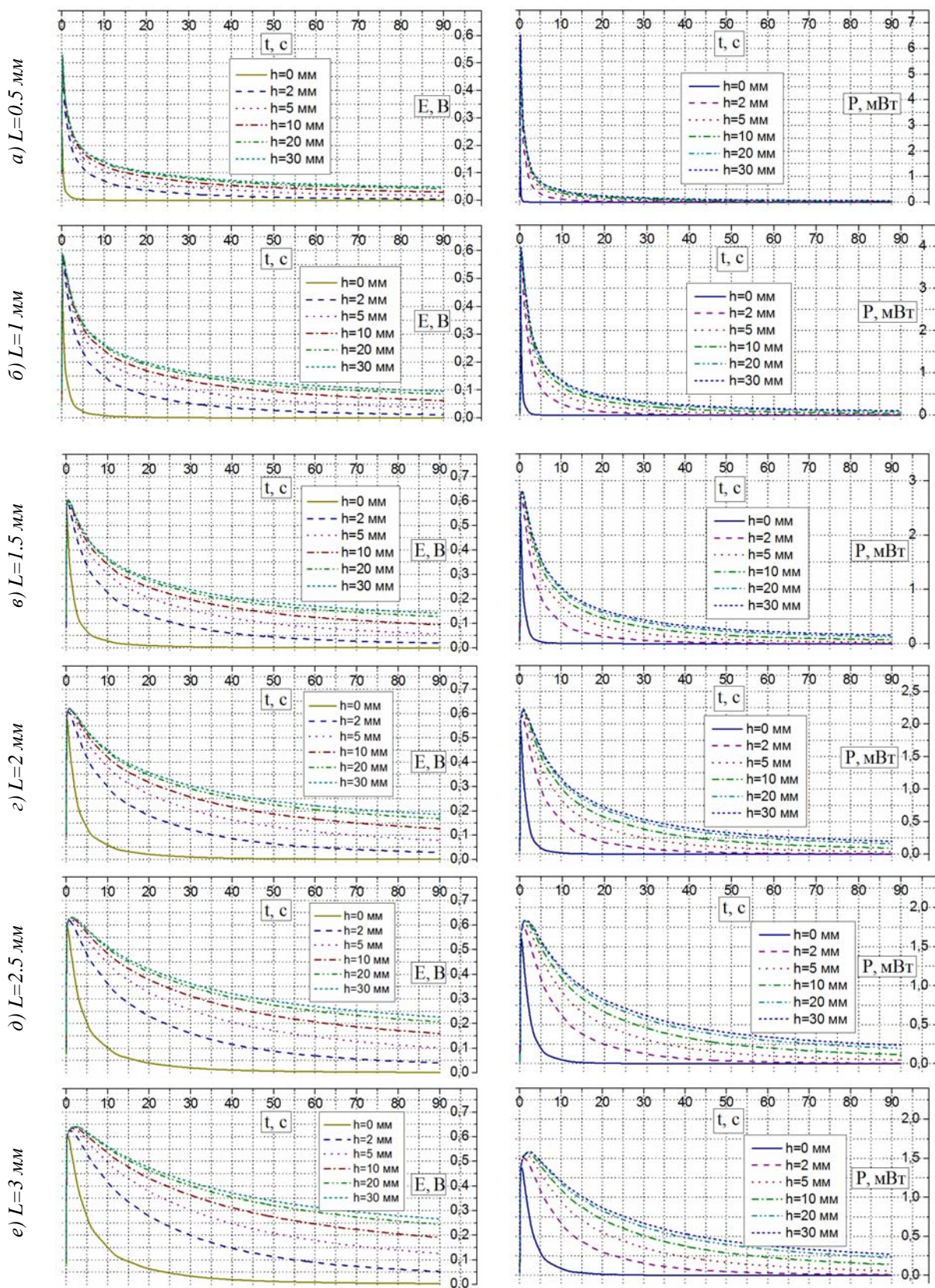
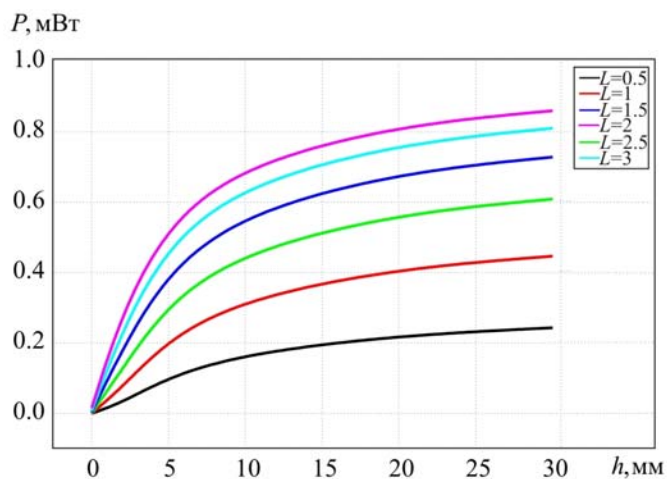
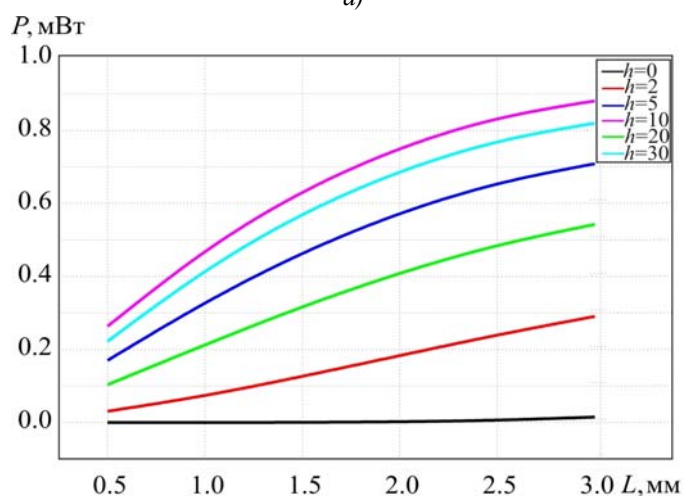


Рис. 5. Динаміка зміни ЕРС та електричної потужності термоелектричного мікрогенератора за різних довжин віток і акумулятора тепла (кожна крива відповідає певній довжині акумулятора тепла, а кожен рисунок – певній довжині віток термогенератора).

Розглянемо більш конкретний випадок, коли мікрогенератор спочатку працює в режимі накопичення електричної енергії, а далі ця енергія використовується для живлення електронної схеми медичного приладу короточасної дії, наприклад, електронного термометра. Час накопичення електричної енергії у цьому випадку відповідає часу нагріву сенсора температури термометра і дорівнює майже 20 с. Залежність електричної потужності такого мікрогенератора в цей момент часу наведено на рис.б.



а)

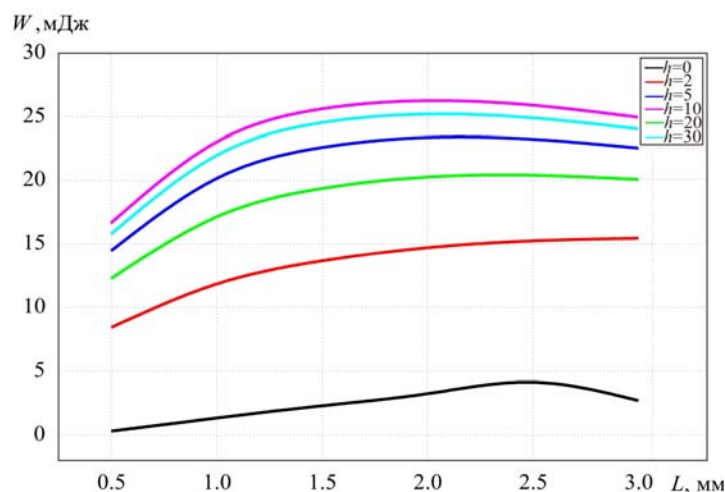


б)

Рис. 6. Електрична потужність термоелектричного мікрогенератора в момент часу $t = 20$ с: а) від довжини акумулятора тепла h за різних довжин віток L ; б) від довжини віток L за різних довжин акумулятора тепла h .

З графіків видно, що найдоцільнішим буде використання акумулятора тепла довжиною близько $h = 5 \div 10$ мм, оскільки темпи збільшення електричної потужності термоелектричного мікрогенератора суттєво знижуються за довжин, більших $h = 10$ мм.

Із рис.6 б видно, що за відсутності акумулятора тепла на термоелектричному мікрогенераторі, який розміщений на поверхні шкіри людини, генерація електричної потужності практично відсутня. Також з рисунка видно, що за довжин акумулятора тепла $h = 2 \div 10$ мм електрична потужність прямо пропорційна довжині віток мікрогенератора. Однак використання термоелектричних мікрогенераторів довжиною віток більшою $L = 3$ мм недоцільне, що видно, якщо оцінювати не потужність в певний момент часу, а отриману до цього моменту часу електричну енергію W (рис.7).



а)

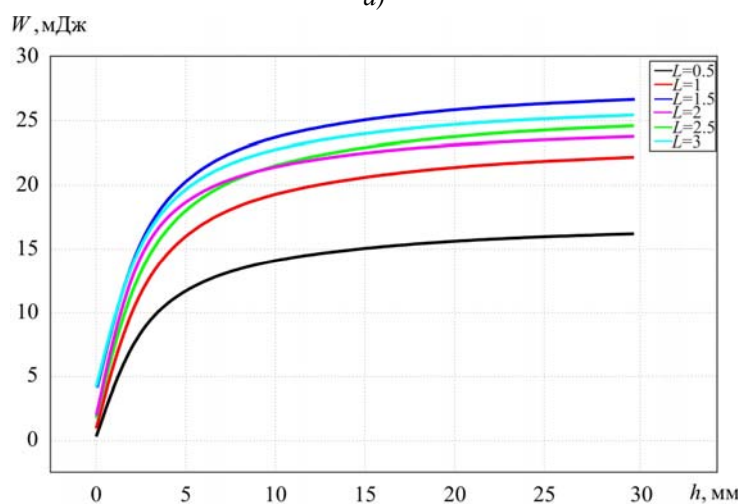


Рис. 7. Залежність електричної енергії, отриманої за час $t = 20$ с: а) від довжини віток L за різних довжин акумулятора тепла h ; б) від довжини акумулятора тепла h за різних довжин віток L .

На рис. 7 наведено залежність електричної енергії, отриманої за час $t = 20$ с з моменту контакту термоелектричного мікрогенератора з поверхнею шкіри. З рис. 7а видно, що за відсутності акумулятора тепла оптимальною є довжина віток мікрогенератора $L = 2.5$ мм, а зі збільшенням довжини акумулятора тепла оптимальна довжина віток поступово знижується до $L = 2$ мм. Таким чином, оптимальна довжина віток мікрогенератора становить $L = 2 \div 2.5$ мм (рис. 7 а, б). При цьому, енергія, отримана за перших 20 с роботи мікрогенератора в кращому випадку складає $W = 25,8$ мДж.

Для порівняння з стаціонарним режимом розглянемо роботу термоелектричного мікрогенератора розміром 10×10 мм з близьким за масою і габаритами радіатором в стані теплообміну з навколишнім середовищем. Для коректності порівняння приведемо енергію, отриману за час $t = 20$ с у стаціонарному режимі роботи термогенератора залежно від довжини віток мікрогенератора L і довжини ребер радіатора h (рис. 8).

З рис. 8 добре бачимо, що в стаціонарному режимі роботи мікрогенератора в кращому випадку електрична енергія становить $W = 4.3$ мДж. Таким чином, енергія, отримана за перших 20 с перехідного режиму, у 6 разів перевищує енергію, отриману за аналогічний проміжок часу в стаціонарному режимі роботи мікрогенератора.

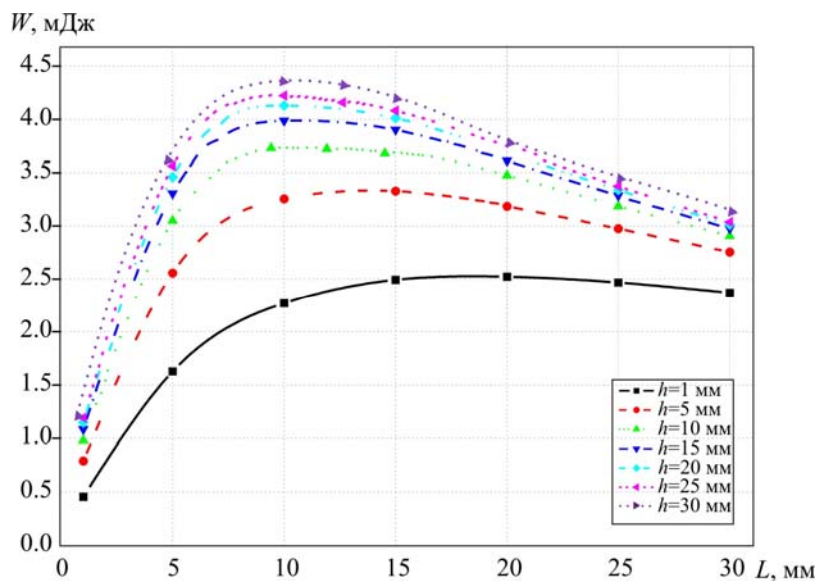


Рис. 8. Залежність електричної енергії, отриманої за час $t = 20$ с, від довжини віток мікрогенератора L за різних довжин ребер радіатора h у стаціонарному режимі.

Застосувавши пристрій для накопичення електричної енергії та стабілізації вихідної напруги, можна використати енергію, що генерується на початковому етапі для живлення апаратури короткочасної дії, наприклад, електронних термометрів. Це підтверджує доцільність використання динамічних режимів роботи термоелектричного мікрогенератора, що використовує тепло людини, для живлення малопотужних електронних пристроїв.

Висновки

1. Розвинено теорію комп'ютерного моделювання процесів перетворення теплової енергії людини в електричну, що дає можливість проектувати термоелектричні мікрогенератори, які використовують тепло людини та оптимізувати їх конструкцію для досягнення найвищої ефективності термоелектричного перетворення енергії в динамічних режимах роботи.
2. Розроблено комп'ютерні методи моделювання теплових та електричних процесів, що наявні за взаємодії термоелектричних мікрогенераторів з тілом людини. Для часткового випадку встановлено, що енергія за перших 20 с перехідного режиму у 6 разів перевищує енергію, отриману за той же проміжок часу в стаціонарному режимі роботи мікрогенератора.
3. Підтверджено доцільність використання динамічних режимів роботи термоелектричного мікрогенератора для живлення малопотужних електронних пристроїв.

Література

1. Анагичук Л.І. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. – Киев: Наукова думка, 1979. – 768 с.
2. Анагичук Л.І. Термоэлектричество. Т.2. Термоэлектрические преобразователи энергии. Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. – 376 с.
3. Струтинская Л.Т. Термоэлектрические микрогенераторы. Современное состояние и перспективы использования / Л.Т. Струтинська // Технология и конструирование в электронной

- аппаратуре. – 2008. – №4. – с. 5-13.
4. Leonov V. and Vullers R.J.M, Wearable electronics self-powered by using human body heat: The state of the art and the perspective, // J. of Renewable and Sustainable Energy 2009. – 1, 062701.
 5. Lossec M., Multon B, Ben H. Ahmed, and Goupil C. Thermoelectric generator placed on the human body: system modeling and energy conversion improvements, // Eur. Phys. J. Appl. Phys. 52, 11103 (2010).
 6. Yang Y., Liu J., Evaluation of the power-generation capacity of wearable thermoelectric power generator, Front. Energy Power Eng. China 2010. – 4(3): P.346–357.
 7. Пат. 87400 Україна, МПК H01L 35/00. Електронний медичний термометр з термоелектричним джерелом живлення / Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Романюк С.Б.; Інститут термоелектрики. – № u 2013 08794; заявл. 15.07.13; опубл. 10.02.14, Бюл. № 3.
 8. Анатичук Л.І. Про точність визначення температури електронним медичним термометром з термоелектричним джерелом живлення / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобилянський // Термоелектрика. – 2013. – № 5. – С. 75-79.
 9. Анатичук Л.І. Про вплив термоелектричного джерела живлення на точність вимірювання температури і теплового потоку / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобилянський, І.А. Константинович // Термоелектрика. 2013. – № 6. – С. 53-61.
 10. Кобилянський Р.Р. Електронний медичний термометр з термоелектричним джерелом живлення / Р.Р. Кобилянський, О.М. Маник, С.Б. Романюк // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 3, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2013. – С. 38-44.
 11. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А. Термоелектричне джерело живлення для електронного медичного термометра // ТКЭА. 2014. – №4. – С.28-32.
 12. Анатичук Л.І. Про деякі особливості динамічних режимів роботи термогенератора, що використовує тепло людини / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобилянський // Термоелектрика. – № 3. – 2014. – С. 60-74
 13. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries // Burns. – 28. – 2002. – P. 713-717.
 14. Cetingul M.P., Herman C. Identification of skin lesions from the ransient thermal response using infrared imaging technique // IEEE. – 2008. – P. 1219-1222.
 15. Ciesielski M., Mochnacki B., Szopa R. Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose // Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science, 1(10) 2011, P. 11-20.
 16. Florin Filipoiu, Andrei Ioan Bogdan, Iulia Maria Carstea. 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. – 2010. – P. 53-59.
 17. Daniela Carstea, Ion Carstea, Iulia Maria Carstea. Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies // WSEAS Transactions on Systems and Control. 2011. – V.6. №4. – P. 115-124.
 18. COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. – 2010. – 804 p.

Надійшла до редакції 17.10.2014