

УДК 537.32

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



Анатичук Л.І.

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



Кобилянський Р.Р.

**ПРО ДЕЯКІ ОСОБЛИВОСТІ
ДИНАМІЧНИХ РЕЖИМІВ РОБОТИ ТЕРМОГЕНЕРАТОРА,
ЩО ВИКОРИСТОВУЄ ТЕПЛО ЛЮДИНИ**

У роботі розглянуто доцільність використання динамічних режимів роботи термоелектричних мікрогенераторів для живлення малопотужної апаратури. Досліджено вплив геометрії комутаційних пластин та розмірів термогенераторів на їх енергетичні характеристики. Встановлено, що динамічні режими роботи термоелектричних джерел живлення, які функціонують короткочасно, являються більш доцільними, оскільки при певних умовах дають можливість отримати до 2 разів більшу електричну потужність, ніж у стаціонарних режимах.

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

The paper deals with the advisability of using dynamic operating modes of thermoelectric microgenerators for power supply to low-power equipment. The effect of connecting plate geometry and thermal generator dimensions on their energy characteristics is investigated. It is established that dynamic operating modes of short-life thermoelectric power sources are more expedient, since under certain conditions they afford an opportunity to produce twice as high electric power compared

Key words: thermoelectric microgenerator, dynamic mode, human heat release, computer simulation.

Вступ

Використання тепла людини для живлення різноманітних малопотужних електронних пристроїв за допомогою термоелектричних мікрогенераторів викликає зростаючий інтерес [1-6]. Відомі наручні годинники з термоелектричним джерелом живлення [7-13], безпроводні автономні пульсометри [3, 14], електронні медичні термометри [15-18], наручні оксиметри [19], безпроводні електроенцефалографи [20-22], термоелектричні мікрогенератори для монтажу в одяг [23-26] тощо. Серед них можуть бути такі, що функціонують короткочасно, наприклад, електронний медичний термометр з термоелектричним джерелом живлення, який вимірює температуру тіла людини впродовж кількох хвилин. Дійсно, в таких приладах не потрібно багато часу для отримання інформації про температуру людини. Причому, чим швидше така інформація буде отримана, тим ефективніша робота термометра. У цих умовах застосування стаціонарних режимів роботи

термоелектричних мікрогенераторів може виявитися невиправданим. Природно, що стаціонарний режим роботи термоелектричного генератора після його дотику до тіла людини наступає, зазвичай, за декілька хвилин, а для вимірювання температури тіла людини електронним медичним термометром достатньо кілька десятків секунд. Тому в таких випадках термоелектричний мікрогенератор слід використовувати в перехідних режимах його роботи, вивчення яких присвячена дана стаття.

1. Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним мікрогенератором та радіатором

Згідно фізичної моделі (рис.1) ділянка біологічної тканини тіла людини представляє 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_i , густиною ρ_i , швидкістю перфузії крові ω_{bi} , густиною крові ρ_b , теплоємністю крові C_b і питомим тепловиділенням q_{meti} внаслідок процесів метаболізму (табл.1). Відповідні шари біологічної тканини 1-4 розглядаються як об'єкти 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 складають T_1 , T_2 , T_3 , T_4 .

Термоелектричний мікрогенератор 5 представляє собою прямокутний брусок з геометричними розмірами a_5 , b_5 , l_5 , що характеризується коефіцієнтом теплопровідності κ . Відомо, що термоелектрорушійна сила термоелектричного генератора визначається наступним чином [1, 2]:

$$E = \alpha \cdot N \cdot \Delta T, \quad (2)$$

де α – коефіцієнт термоЕРС, N – кількість віток термоелектричного матеріалу, ΔT – перепад температури між верхньою та нижньою гранями мікрогенератора. Кількість віток термоелектричного матеріалу в мікрогенераторі, як правило, складає $N = 1500-3500$ шт. Моделювання термогенератора з такою кількістю елементів є громіздкою задачею навіть для сучасних персональних комп'ютерів. Разом з тим, з формули (2) видно, що основний вплив на значення ЕРС термогенератора здійснює перепад температур ΔT між його гранями. Тому для досягнення поставленої в даній роботі мети цілком достатньо замінити термоелектричний мікрогенератор з великою кількістю елементів монолітним однорідним зразком з еквівалентною теплопровідністю κ . Тоді на основі розрахованого ΔT можна легко визначити значення ЕРС мікрогенератора згідно формули (2).

На поверхні біологічної тканини (епідерміс 1) з температурою T_5 розміщено термоелектричний мікрогенератор 5 з геометричними розмірами a_5 , b_5 , l_5 та температурою на поверхні контакту T_6 . Термоелектричний мікрогенератор 5 перебуває в стані теплообміну з радіатором 6 із матеріалу з високою теплопровідністю, геометричні розміри якого a_6 , b_6 , l_6 та температура на поверхні контакту T_7 .

Вільна поверхня ділянки шкіри (епідерміс 1) перебуває в стані теплообміну з навколишнім середовищем з температурою T_8 , що враховано коефіцієнтом теплообміну α . Решта вільних поверхонь термоелектричного мікрогенератора 5 та радіатора 6 адіабатично ізолювані. Питомий тепловий потік з вільної поверхні шкіри складає q_6 , а питомий тепловий потік внутрішніх органів людини – q_5 . Теплообмін шкіри шляхом випромінювання та потовиділення не враховується.

Оскільки фізична модель представляє 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 ($q=0$).

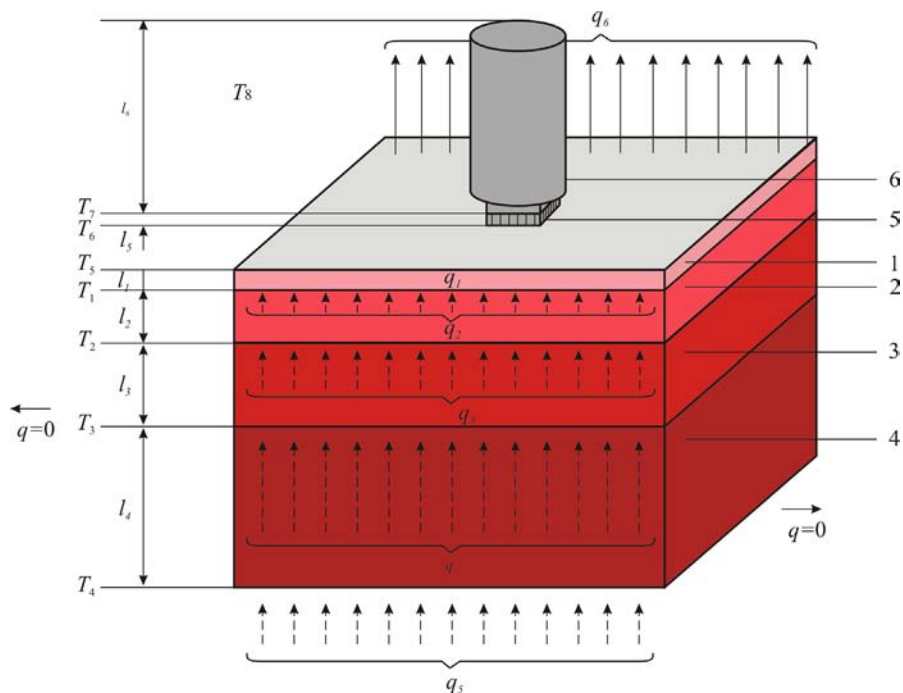


Рис. 1. Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним мікрогенератором та радіатором:

1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірний шар, 4 – внутрішня тканина,
5 – термоелектричний мікрогенератор, 6 – радіатор.

Таблиця 1

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [27-31].

Шари біологічної тканини	Епідерміс	Дерміс	Підшкірний шар	Внутрішня тканина
Товщина, l (мм)	0.08	2	10	30
Питома теплоємність, C (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3590	3300	2500	4000
Теплопровідність, κ (Вт·м ⁻¹ ·К ⁻¹)	0.24	0.45	0.19	0.5
Густина, ρ (кг·м ⁻³)	1200	1200	1000	1000
Метаболізм, q _{met} (Вт·м ⁻³)	368.1	368.1	368.3	368.3
Швидкість перфузії крові тканини, ω _b (м ³ ·с ⁻¹ ·м ⁻³)	0	0.00125	0.00125	0.00125
Густина крові, ρ _b (кг·м ⁻³)	1060	1060	1060	1060
Теплоємність крові, C _b (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3770	3770	3770	3770

2. 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 проводити 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 та радіаторі, взявши за початкові умови для біологічної тканини знайдений на першому етапі розподіл температур.

Загальне рівняння теплообміну в біологічній тканині має наступний вигляд [27 - 31]:

$$\rho_i \cdot C_i \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(\kappa_i \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_{bi} \cdot (T_b - T) + q_{met_i}, \quad (3)$$

де $i=1 \dots 4$ – відповідні шари біологічної тканини,
 ρ_i – густина відповідного шару біологічної тканини (кг/м³),
 C_i – питома теплоємність відповідного шару біологічної тканини (Дж/кг·К),
 ρ_b – густина крові (кг/м³),
 C_b – питома теплоємність крові (Дж/кг·К),
 ω_{bi} – швидкість перфузії крові відповідного шару біологічної тканини (м³·с⁻¹·м⁻³),
 T_b – температура крові людини (°С), причому $T_b = 37$ °С,
 q_{met_i} – кількість тепла від метаболізму відповідного шару біологічної тканини (Вт/м³),
 T – абсолютна температура (К),
 κ_i – коефіцієнт теплопровідності відповідного шару біологічної тканини (Вт/м·К),
 t – час (с).

Доданок у лівій частині рівняння (3) представляє 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 (3) спрощується до вигляду:

$$\nabla(\kappa_i \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_{bi} \cdot (T_b - T) + q_{met_i} = 0. \quad (4)$$

Стаціонарне рівняння теплообміну в біологічній тканині (4) розв'язується з граничними умовами (5), в результаті чого отримується розподіл $T(x, y, z)$.

$$\begin{cases} q|_{x=0} = 0, \\ q|_{x=a} = 0, \end{cases} \quad \begin{cases} q|_{y=0} = 0, \\ q|_{y=a} = 0, \end{cases} \quad \begin{cases} T|_{z=0} = 37 \text{ } ^\circ\text{C}, \\ q|_{z=b} = \alpha \cdot (T_0 - T), \end{cases} \quad (5)$$

де q – густина теплового потоку, T – абсолютна температура, T_0 – температура оточуючого середовища, α – коефіцієнт теплообміну.

На другому етапі в біологічній тканині розв'язується рівняння (3) із граничними умовами (5) та початковим розподілом температури $T(x, y, z)$. При цьому в термоелектричному мікрогенераторі та радіаторі розв'язуємо загальне рівняння теплообміну [1, 2, 32]:

$$\rho_i \cdot C_i \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(\kappa_i \cdot \nabla T), \quad (6)$$

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

3. Комп'ютерне моделювання

Для дослідження динамічних режимів роботи термоелектричних мікрогенераторів, що використовують тепло людини, було створено тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться термоелектричний мікрогенератор та радіатор. Для побудови комп'ютерної моделі використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [33], що дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з врахуванням кровообігу та метаболізму.

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків в біологічній тканині, термоелектричному мікрогенераторі та радіаторі 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 використанням великої кількості скінченних елементів [33].

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 радіаторі.

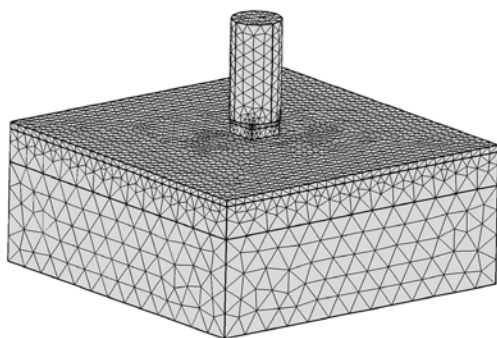


Рис. 2. Сітка методу скінченних елементів.

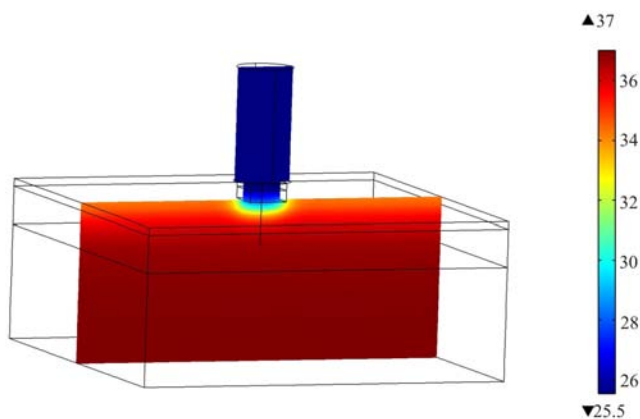


Рис. 3. Розподіл температури в перерізі біологічної тканини тіла людини, на поверхні якої розміщено термоелектричний мікрогенератор та радіатор.

4. Результати комп'ютерного моделювання

На рис. 4, 5 а, б, в, г, д, е представлено динаміку зміни ЕРС та електричної потужності термоелектричних мікрогенераторів (розмірами 10×10 мм, 15×15 мм, 20×20 мм), що використовують тепло людини, при температурах оточуючого середовища $T = (20 \div 36) \text{ } ^\circ\text{C}$ з врахуванням та без врахування циркуляції крові в біологічній тканині.

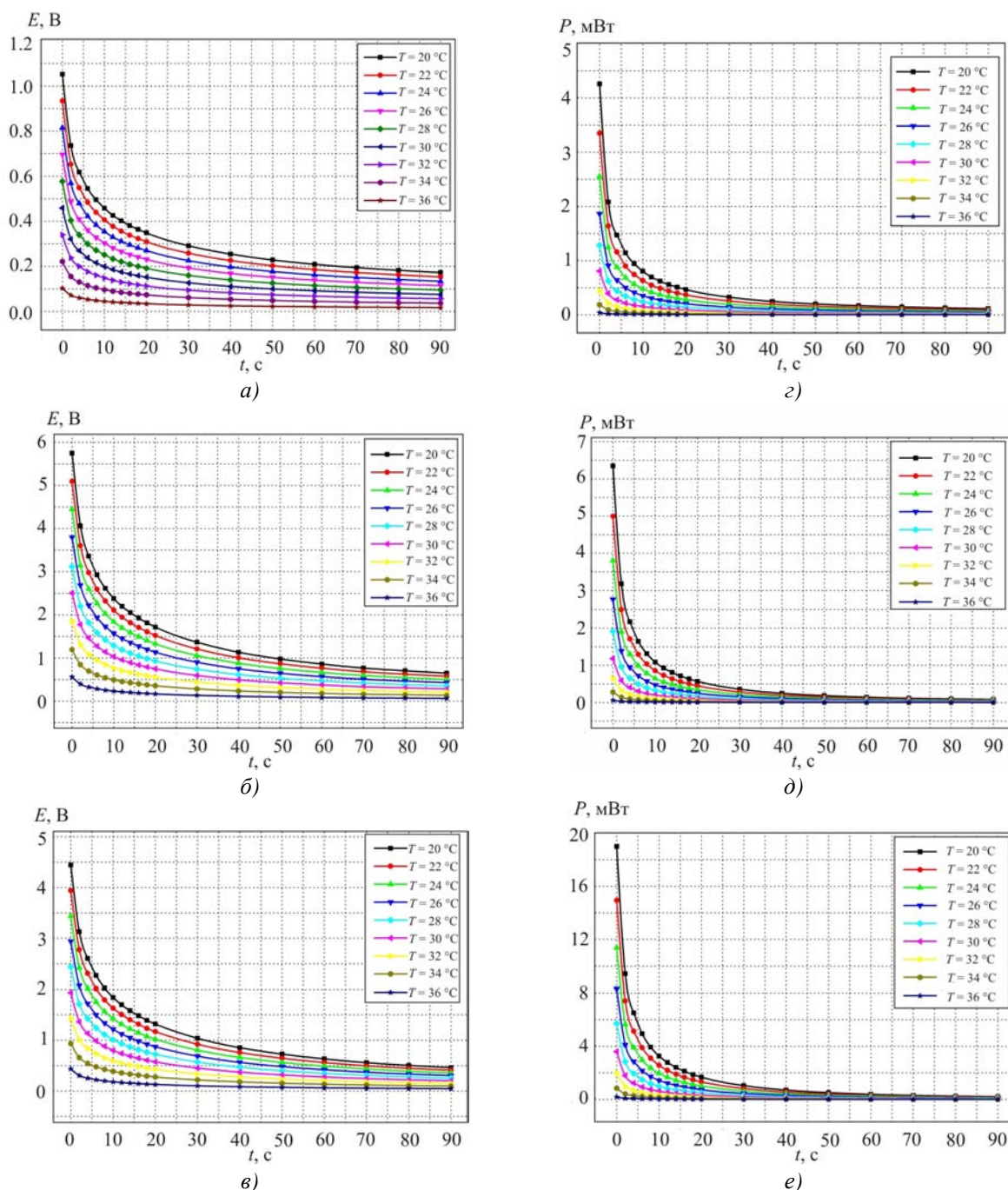


Рис. 4. Динаміка зміни ЕРС (а, б, в) і електричної потужності (г, д, е) термоелектричного мікрогенератора без врахування циркуляції крові в біологічній тканині:

- а), г) для мікрогенератора розмірами 10×10 мм,
- б), д) для мікрогенератора розмірами 15×15 мм,
- в), е) для мікрогенератора розмірами 20×20 мм.

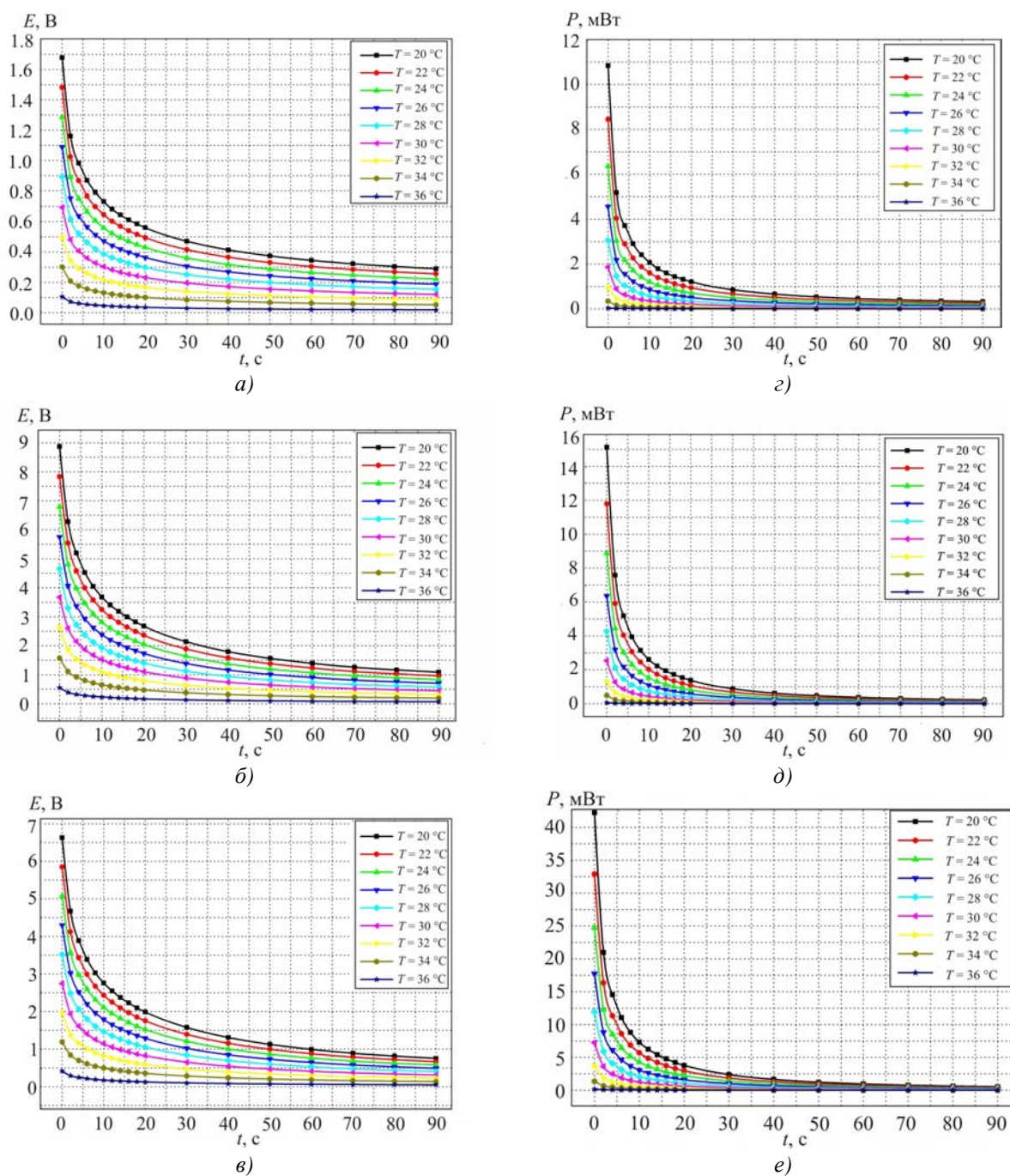


Рис. 5. Динаміка зміни ЕРС (а, б, в) і електричної потужності (з, д, е) термоелектричного мікрогенератора з врахуванням циркуляції крові в біологічній тканині:

а), з) для мікрогенератора розмірами 10×10 мм, б), д) для мікрогенератора розмірами 15×15 мм, в), е) для мікрогенератора розмірами 20×20 мм.

З аналізу рис.4, 5 видно, що циркуляція крові у біологічній тканині суттєво впливає на енергетичні характеристики термоелектричних мікрогенераторів. Так, наприклад, для випадку розмірів термогенератора 10×10 мм ЕРС відрізняється у 1.6 рази, а електрична потужність P – у 2.6 рази, для випадку 15×15 мм ЕРС – у 1.55 рази, а електрична потужність P – у 2.4 рази, а для випадку 20×20 мм ЕРС – у 1.5 рази, а електрична потужність P – у 2.2 рази. Таким чином, із збільшенням розмірів термоелектричного мікрогенератора знижується вплив на його енергетичні характеристики циркуляції крові в біологічній тканині.

5. Експериментальні дослідження

5.1. Методика експерименту

Для експериментальних досліджень динамічних режимів термоелектричних мікрогенераторів було виготовлено зразки таких мікрогенераторів розмірами 10×10 мм, 15×15 мм, 20×20 мм та відповідні їм пустотілі мідні радіатори з патрубками для прокачки через них термостатованої рідини. Характеристики термоелектричних мікрогенераторів приведені у табл. 2. Для термостатування рідини використано термоелектричний термостат, який дає можливість підтримувати задану температуру рідини з точністю ± 0.1 °С. Таким чином, термостатовані мідні радіатори імітують тепловий вплив оточуючого середовища на термоелектричний мікрогенератор.

В якості джерела тепла використано поверхню шкіри людини в області пахви (типова зона вимірювання температури тіла людини).

Таблиця 2.

Характеристики експериментальних зразків термоелектричних мікрогенераторів

Характеристики мікрогенераторів	Зразок 1	Зразок 2	Зразок 3
Розміри мікрогенератора, мм	10×10	15×15	20×20
Кількість віток, шт.	624	3440	2496
Електричний опір R , Ом	130	2600	520
Розміри віток, мм	0.35×0.35×3	0.2×0.2×3	0.35×0.35×3

За допомогою підключеного до персонального комп'ютера цифрового мультиметра М3500А проведено реєстрацію динаміки зміни ЕРС термоелектричних мікрогенераторів впродовж 90 секунд з моменту прикладання їх до поверхні шкіри. На основі вимірних значень ЕРС E обчислено повну потужність P термоелектричних мікрогенераторів згідно виразу:

$$P = \frac{E^2}{2 \cdot R}. \quad (7)$$

5.2. Результати експерименту

На рис. 6 представлено динаміку зміни ЕРС та електричної потужності експериментальних термоелектричних мікрогенераторів при температурах оточуючого середовища $T = (24 \div 34)$ С.

З аналізу рис.4-5 видно спільну для всіх розрахункових кривих ознаку, яка не характерна для динамічних режимів роботи експериментальних термоелектричних мікрогенераторів. Вона полягає в тому, що розрахункові значення енергетичних характеристик мікрогенератора є максимальними в початковий момент часу, коли відбувається контакт термоелектричного генератора з поверхнею шкіри.

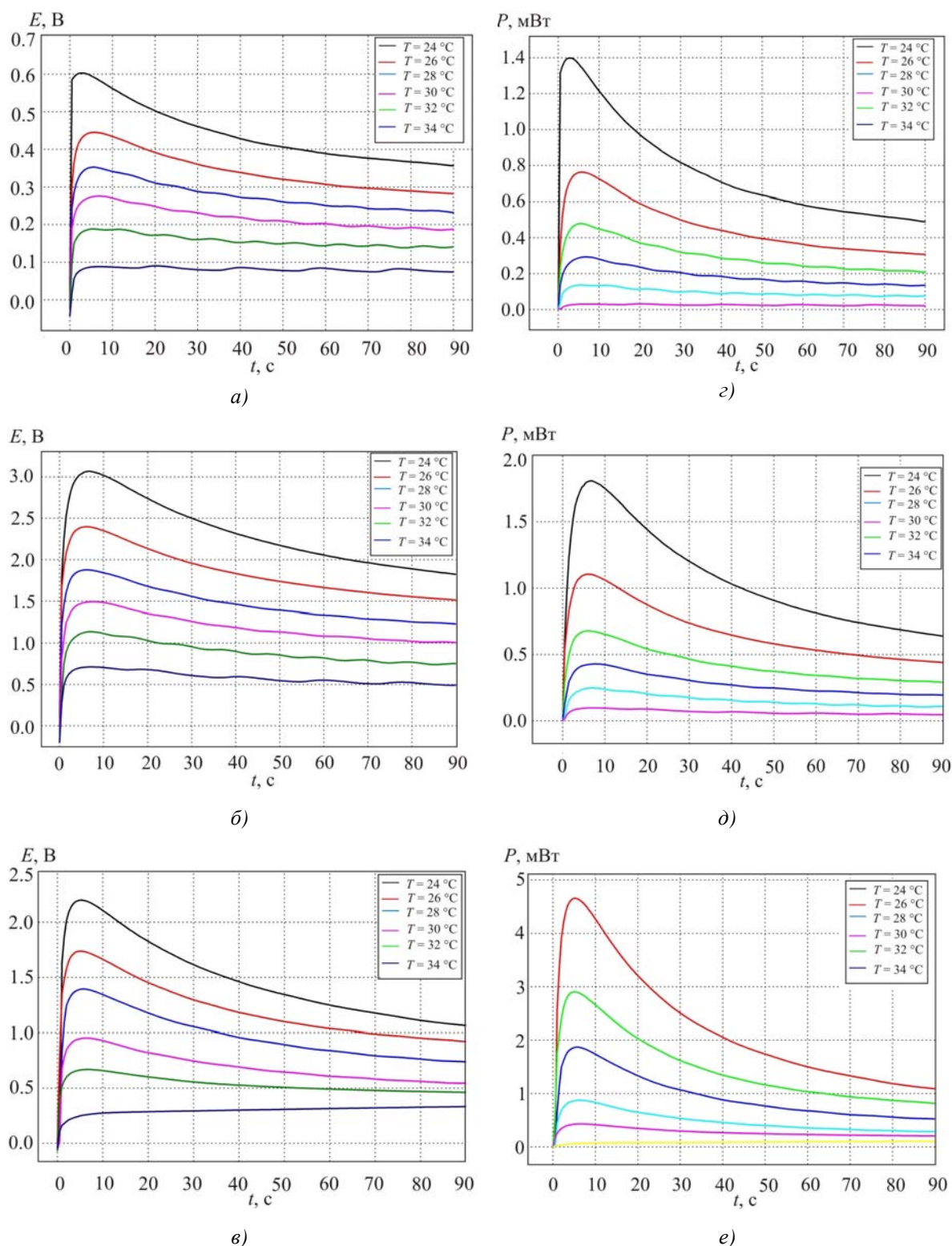


Рис. 6 Динаміка зміни ЕРС (а, б, в) і електричної потужності (г, д, е) експериментальних термоелектричних мікрогенераторів:
 а), г) мікрогенератор розмірами 10×10 мм, б) д) мікрогенератор розмірами 15×15 мм,
 в) е) мікрогенератор розмірами 20×20 мм.

Однак насправді зрозуміло, що характеристики мікрогенератора, який знаходиться в ізотермічних умовах рівні нулю, включаючи момент контакту з поверхнею шкіри, що

підтверджується експериментальними даними (рис. 6). Ця особливість очевидно зумовлена недосконалістю фізичної моделі, а саме відсутністю зі сторони контакту термоелектричного мікрогенератора з поверхнею шкіри комутаційного шару, який являє собою додаткову теплоємність, що приводить до зниження теплового потоку через мікрогенератор, а відповідно і характеристик мікрогенератора. Крім того, більш реальна фізична модель повинна ще враховувати перехідний термічний шар між комутаційними пластинами та шкірою, однак для початку ним знехтуємо, оскільки він не відомий.

Тому побудовану фізичну модель необхідно вдосконалити шляхом врахування додаткового елемента – комутаційного шару (прошарок припою ПОС-61 у вигляді пластин, які комутують вітки термогенератора) зі сторони контакту термоелектричного мікрогенератора з поверхнею шкіри.

6. Врахування комутаційних пластин та порівняння результатів

У зв'язку із розбіжностями експериментальних даних з результатами комп'ютерного моделювання фізична модель зі сторони контакту термоелектричного мікрогенератора з поверхнею шкіри була доповнена суцільним прошарком припою ПОС-61, що відповідає комутації віток. Після цього було проведено повторні розрахунки енергетичних характеристик термоелектричних мікрогенераторів, які підтвердили припущення про важливість такого шару. Частковий випадок такого порівняння наведено на рис. 7 для термоелектричного мікрогенератора розмірами 15×15 мм при температурі оточуючого середовища $T = 24$ °С.

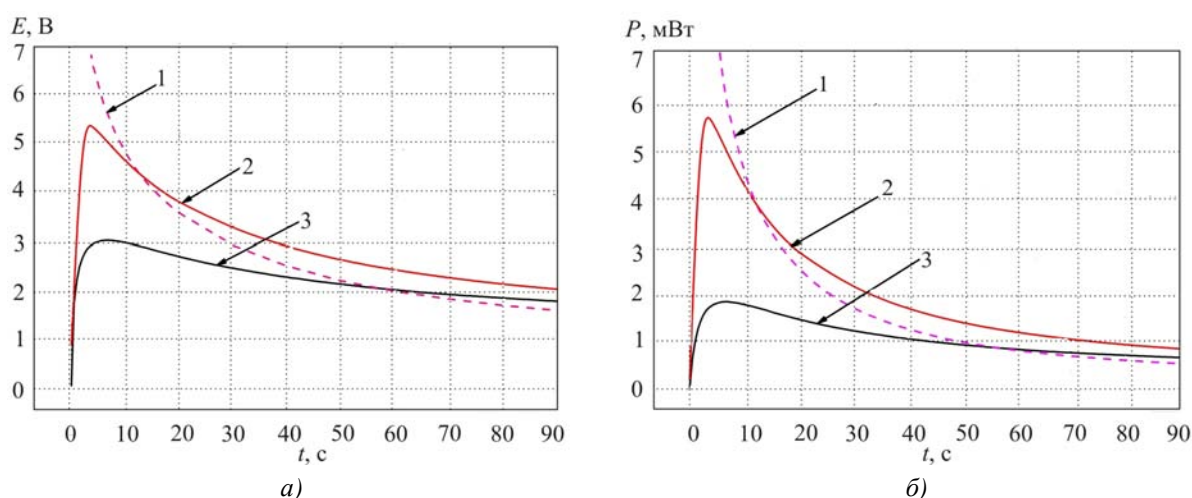


Рис. 7. Порівняння розрахункових та експериментальних результатів залежності ЕРС (а) і електричної потужності (б) від часу для термоелектричного мікрогенератора розмірами 15×15 мм з врахуванням комутаційних пластин:

1 – комп'ютерне моделювання без врахування комутаційного шару;

2 – комп'ютерне моделювання з врахуванням комутаційного шару;

3 – експеримент.

Отримане співпадіння між експериментом і комп'ютерними розрахунками з врахуваннями комутаційного шару, але без врахування у моделі перехідного термічного шару між поверхнею термогенератора і шкірою свідчить про те, що вплив останнього є незначним.

Як видно з рис. 7 на розрахунковій кривій спостерігається поява оптимуму, максимальне значення якого відрізняється від експериментальних даних для ЕРС на 45 %, для електричної

потужності – 68 %. Однак в цьому випадку розбіжність розрахункових та експериментальних даних залишається незадовільною, що мабуть зумовлено геометрією комутаційних пластин.

7. Врахування впливу геометрії комутаційних пластин та порівняння результатів

Як відомо, технологія комутування віток передбачає утворення на поверхні термоелектричних мікрогенераторів масиву односторонньо випуклих крапель припою з наступним їх шліфуванням. Зрештою типова комутаційна пластина набуває форми, яку досить точно можна описати рис. 8. На рисунку наведені розміри комутаційних пластин є усередненими значеннями з вимірювань експериментальних зразків термоелектричних мікрогенераторів 1-3.

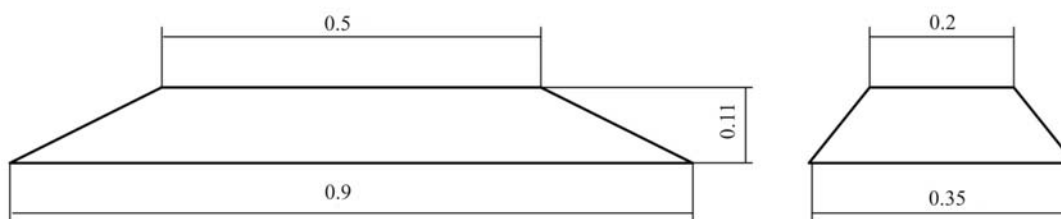


Рис. 8. Геометрія комутаційної пластини термоелектричного мікрогенератора.

Врахувавши геометрію комутаційних пластин у комп'ютерному моделюванні було отримано уточнені енергетичні характеристики термоелектричних мікрогенераторів, які частково наведені на рис. 9 для мікрогенератора розмірами 15×15 мм.

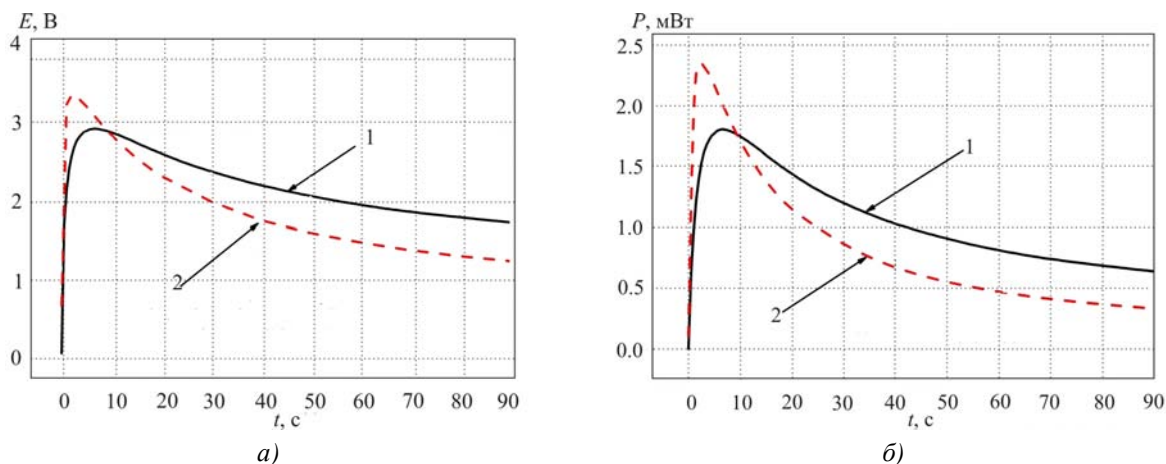


Рис. 9. Порівняння розрахункових та експериментальних результатів залежності ЕРС (а) і електричної потужності (б) від часу для термоелектричного мікрогенератора розмірами 15×15 мм з врахуванням геометрії комутаційних пластин:

1 – експеримент;

2 – комп'ютерне моделювання з врахуванням геометрії комутаційного шару.

Також було проведено дослідження впливу товщини комутаційних пластин (20 мкм, 50 мкм, 100 мкм, 200 мкм) на енергетичні характеристики термоелектричних мікрогенераторів. На рис.10 наведено, як приклад, вплив товщини комутаційних пластин на ЕРС та потужність термоелектричного мікрогенератора розмірами 10×10 мм при температурі оточуючого середовища $T = 24$ °С.

Як видно з графіків рис. 10 зміна товщини комутаційних пластин у 10 разів приводить до зміни ЕРС та електричної потужності на 5 % та 9 % відповідно. Таким чином, вплив товщини комутаційного шару на енергетичні характеристики термоелектричних мікрогенераторів є не суттєвим.

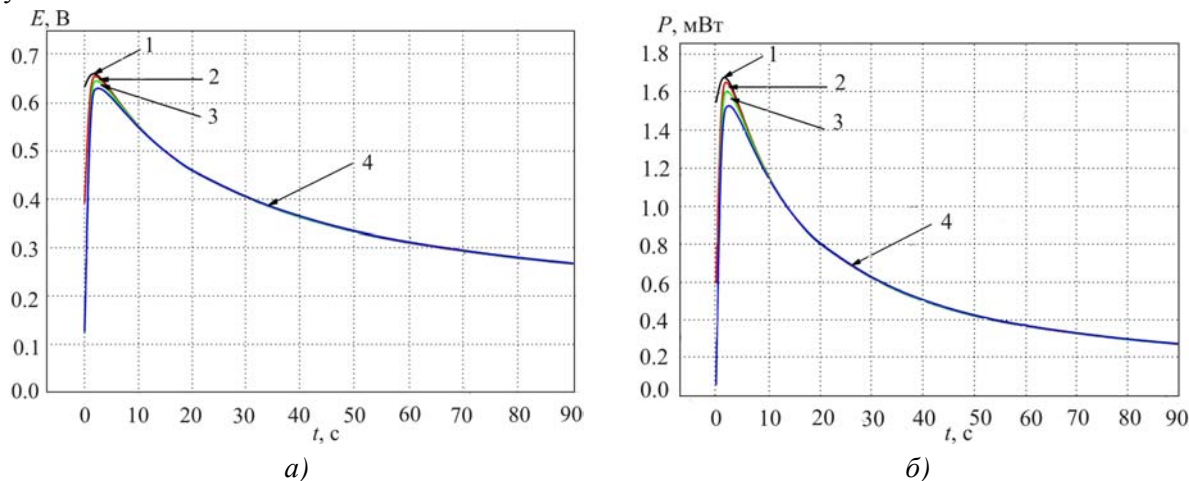


Рис. 10. Залежність ЕРС (а) і електричної потужності від часу (б) для термоелектричного мікрогенератора розмірами 10×10 мм при різних товщинах комутаційних пластин
 1 – l = 20 мкм; 2 – l = 50 мкм; 3 – l = 100 мкм; 4 – l = 200 мкм.

8. Типова залежність електричної енергії термоелектричного мікрогенератора в динамічному режимі від часу

З кривої динаміки накопичення електричної енергії термоелектричного мікрогенератора (рис. 11) видно, що на початку перехідного процесу швидкість накопичення електричної енергії у 2 рази вища, ніж через кілька десятків секунд. Тому для раціонального використання такого термоелектричного мікрогенератора бажано застосовувати спеціальні інтегровані електронні схеми зі стабілізацією електричної напруги та накопиченням енергії.

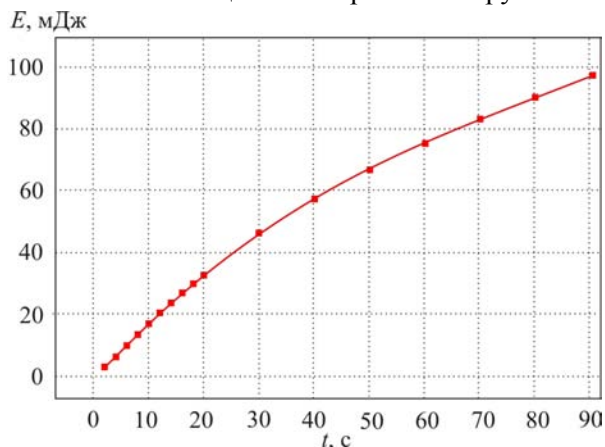


Рис. 11. Динаміка накопичення електричної енергії термоелектричного мікрогенератора розміром 10*10 мм.

9. Про вплив розмірів термоелектричного мікрогенератора на його електричну потужність

Слід зазначити, що на роботу термоелектричного мікрогенератора, що використовує тепло людини, суттєво впливають розміри такого генератора. Величина електричної потужності не є пропорційна площі такого термогенератора. Зі збільшенням площі

термогенератора його питома електрична потужність зменшується. Це зумовлено зниженням впливу циркуляції крові, яка доставляє тепло термогенератору. Тому, очевидно, доцільніше використовувати ряд термоелектричних мікрогенераторів на заданій площі тіла людини, ніж один суцільний, оскільки ефективність такого термогенератора нижча у другому випадку. Крім того, організація хорошого теплового контакту є ускладненою, однак вивчення цього фактору може бути предметом окремого дослідження.

Висновки

1. Результати досліджень підтверджують, що при використанні динамічних режимів на початкових етапах розігріву термоелектричного мікрогенератора ним генерується більше електричної енергії, ніж у стаціонарних режимах. Для розгляду конкретної моделі отримано, що при досягненні максимуму (в околі 5 секунд) величина електричної потужності більша у 2 рази, ніж у стаціонарному випадку, що підтверджує раціональність використання перехідного режиму в термогенераторах короткочасної дії.
2. У зв'язку з відносно низькою теплопровідністю шкіри та тим, що в експерименті використовувались термоелектричні мікрогенератори, у яких площа комутаційних пластин дещо менша від площі віток, величини ЕРС та електричної потужності істотно залежать від площі контактуючої поверхні. Тому при виготовленні таких мікрогенераторів необхідно дбати, щоб поверхня контакту між шкірою і термогенератором в межах кожної вітки була максимальною.
3. Отримане співпадіння між експериментом і комп'ютерними розрахунками з врахуванням комутаційного шару, але без врахування у моделі перехідного термічного шару між поверхнею термогенератора і шкірою свідчить про те, що вплив останнього є незначним.
4. У термоелектричних мікрогенераторах, які використовують початковий перехідний режим на відміну від стаціонарного основну роль у тепловідводі відіграє не теплообмін з оточуючим середовищем, а теплоємність тепловідводу. Останнє є позитивним, оскільки в таких умовах можна використовувати не радіатори, а середовища з максимально можливими теплоємністю і теплопровідністю.

Література

1. Анатичук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: / Л.И. Анатичук // Справочник. – Киев: Наукова думка, 1979. – 768 с.
2. Анатичук Л.И. Термоэлектричество. Т.2. Термоэлектрические преобразователи энергии. / Л.И. Анатичук // Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. – 376 с.
3. Струтинская Л.Т. Термоэлектрические микрогенераторы. Современное состояние и перспективы использования / Л.Т. Струтинская // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – 2008. – № 4. – С. 5-13.
4. V. Leonov and R. J. M. Vullers, Wearable electronics self-powered by using human body heat: The state of the art and the perspective // Journal of Renewable and Sustainable Energy. – 1, 062701 (2009).
5. M. Lossec, B. Multon, H. Ben Ahmed, and C. Goupil, Thermoelectric generator placed on the human body: system modeling and energy conversion improvements // Eur. Phys. J. Appl. Phys. 52, 11103 (2010).

6. Y. Yang, J. Liu, Evaluation of the power-generation capacity of wearable thermoelectric power generator // *Front. Energy Power Eng. China* 2010, 4(3): P. 346–357.
7. Pat. 4106279 USA. Wrist watch incorporating a thermoelectric generator // J. Martin and C. Piguet. – 1978.
8. Pat. 6222114 USA. Portable Wrist Device // Mitamura Gen. – 2001.
9. Paradiso J., Starner T. Human Generated Power for Mobile Electronics // *Low Power Electronics Design*, CRC Press, Fall 2004. – С. 1-30
10. Paradiso J. Energy Scavenging for Mobile Computing // Responsive Environments Group. MIT Media Lab. <http://www.media.mit.edu/resenv>.
11. Paradiso J., Starner T. Energy Scavenging for Mobile and Wireless Electronics // *IEEE CS*. – №5. – 2005. – P. 18-27.
12. Snyder G.J. Small Thermoelectric Generators // *The Electrochemical Society Interface*. – Fall 2008. – P. 54 56.
13. Matsuzawa K. and Saka M. Seiko human powered quartz watch In M. Rose, editor, *Prospector IX: Human-Powered Systems Technologies*, P 359–384, Auburn, AL, November 1997. Space Power Institute, Auburn Univ.
14. Заявка на корисну модель № u201315451 від 30.12.13. Пульсометр з термоелектричним джерелом живлення // Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. – 2013.
15. 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.
16. Анатичук Л.І. Про точність визначення температури електронним медичним термометром з термоелектричним джерелом живлення / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобилянський // *Термоелектрика*. – № 5. – 2013. – С. 75-79.
17. 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*. – № 6. – 2013. – С. 53-61.
18. Анатичук Л.І. Термоелектричне джерело живлення для електронного медичного термометра / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобилянський, І.А. Константинович // *ТКЭА*. – № 2. – 2014.
19. Vladimir Leonov and Ruud J. M. Vullers. Wearable electronics self-powered by using human body heat: The state of the art and the perspective // *Journal Of Renewable And Sustainable Energy*. – 1, 2009.
20. Julien Penders, Bert Gyselinckx, Vullers R Human: from technology to emerging health monitoring concepts// *Holst Centre / IMEC-NL*.
21. Vladimir Leonov, Tom Torfs, Ruud J.M. Vullers and Chris Van Hoof. Hybrid Thermoelectric–Photovoltaic Generators in Wireless Electroencephalography Diadem and Electrocardiography Shirt // *Journal of Electronic Materials*, 2010.– Vol.39, No.9.
22. Vladimir Leonov and Ruud J. M. Vullers. Wearable electronics self-powered by using human body heat: The state of the art and the perspective // *Journal Of Renewable And Sustainable Energy*. – 1, 2009.
23. Vladimir Leonov, Tom Torfs, Chris Van Hoof and Ruud J. M. Vullers. Smart Wireless Sensors Integrated in Clothing: an Electrocardiography System in a Shirt Powered Using Human Body Heat// *Sensors & Transducers Journal*, 2009. – Vol. 107, No 8, P. 165-176.
24. Christl Lauterbach, Marc Strasser, Stefan Jung, and Werner Weber. 'Smart Clothes' Self-Powered by Body Heat. // *Infineon Technologies AG, Corporate Research, Emerging Technologies, Munich, Germany*. <http://www.infineon.com>.

25. Самарин. А. Электроника, встроенная в одежду / А. Самарин // Компоненты и технологии. – № 4, 2007, С. 221-228.
26. Самарин А. Электроника, встроенная в одежду – технологии и перспективы / А. Самарин // Компоненты и технологии. 2007 – № 5. – С. 146-152.
27. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries // Burns. 2002 – № 28. – P. 713-717.
28. Cetingul M.P., Herman C. Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique // IEEE. – 2008. – p. 1219-1222.
29. 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.
30. 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.
31. 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.
32. Григорьев В.А. Тепло- и массообмен. Теплотехнический эксперимент: / В.А. Григорьев, В.М. Зорин // Справочник. – М.: Энергоиздат, 1982. – 512 с.
33. COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. – 2010. – 804 p.

Надійшла до редакції 24.06.2014