

Анатычук Л.И.^{1,2}, Кобылянский Р.Р.^{1,2}



Анатычук Л.И.

¹Институт термоэлектричества, ул. Науки, 1,
Черновцы, 58029, Украина

²Черновицкий национальный университет им.
Ю. Федьковича, ул. Коцюбинского, 2,
Черновцы, 58000, Украина



Кобылянский Р.Р.

О ПОВЫШЕНИИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ТЕРМОГЕНЕРАТОРА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ТЕПЛОЙ ЭНЕРГИИ ЧЕЛОВЕКА В ДИНАМИЧЕСКИХ РЕЖИМАХ

В работе исследовано повышение энергетической эффективности термоэлектрического генератора в переходных нестационарных условиях, возникающих при создании теплового контакта между участком поверхности тела человека и термоэлектрической батареей. Для этого развит компьютерный метод определения энергетических характеристик термогенератора в нестационарных тепловых условиях. Построена физическая модель исследуемых процессов и осуществлено соответствующее их компьютерное моделирование. Особенностью модели является замена радиатора, которым отводится тепло от термобатареи, аккумулятором тепла. Созданы математическое описание и компьютерная модель на основе объектно-ориентированного программирования. Исследован конкретный случай модели для термобатареи из материала на основе Bi-Te с контактной площадью $10 \times 10 \text{ мм}^2$ и медным аккумулятором тепла. Определены оптимальные длины аккумулятора тепла ($5 \div 10 \text{ мм}$) и ветвей модуля ($2 \div 2.5 \text{ мм}$). При этом термобатарея за 20 с генерирует около 25 мДж электрической энергии, которой вполне достаточно для работы электронного медицинского термометра.

Ключевые слова: термоэлектрический микрогенератор, динамический режим, компьютерное моделирование.

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 extracts 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 $10 \times 10 \text{ mm}^2$ and a copper heat accumulator is presented. The optimal length of module legs is determined as $2 \div 2.5 \text{ mm}$ and heat accumulator length – as $5 \div 10 \text{ mm}$. 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.

Keywords: thermoelectric microgenerator, dynamic mode, computer simulation.

Введение

Термоэлектрические микрогенераторы, использующие тепло человека, являются перспективными в применении для питания разнообразной маломощной электронной

аппаратуры [1-11]. В работе [12] установлено, что для питания устройств кратковременного действия следует использовать термоэлектрические микрогенераторы в динамических режимах работы, поскольку при определенных условиях в таких режимах возможно получить большую электрическую мощность, чем в стационарных. Использование нестационарных режимов работы кратковременного действия позволяет избавиться от громоздких теплоотводящих радиаторов, являющихся основной преградой при создании эффективных и компактных источников электрической энергии, использующих тепло человека.

Целью данной работы является разработка компьютерных методов моделирования работы термогенератора в нестационарных тепловых режимах и их использование для оптимизации конкретных вариантов конструкций таких генераторов.

Физическая модель

Согласно физической модели (рис. 1) участок биологической ткани тела человека представляет собой структуру из трех слоёв кожи (эпидермис 1, дермис 2, подкожный слой 3), внутренней ткани 4 и характеризуется теплопроводностью k_i , удельной теплоемкостью C_i , плотностью ρ_i , скоростью перфузии крови ω_{bi} , плотностью крови ρ_b , теплоемкостью крови C_b и удельным тепловыделением q_{meti} вследствие процессов метаболизма (табл.1). Соответствующие слои биологической ткани 1-4 рассматриваются как объемные источники тепла

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

Геометрические размеры каждого такого слоя составляют a_i, b_i, l_i . Температуры на границах соответствующих слоев биологической ткани составляют T_1, T_2, T_3, T_4 . Теплофизические свойства биологической ткани тела человека приведены в работах [12-17].

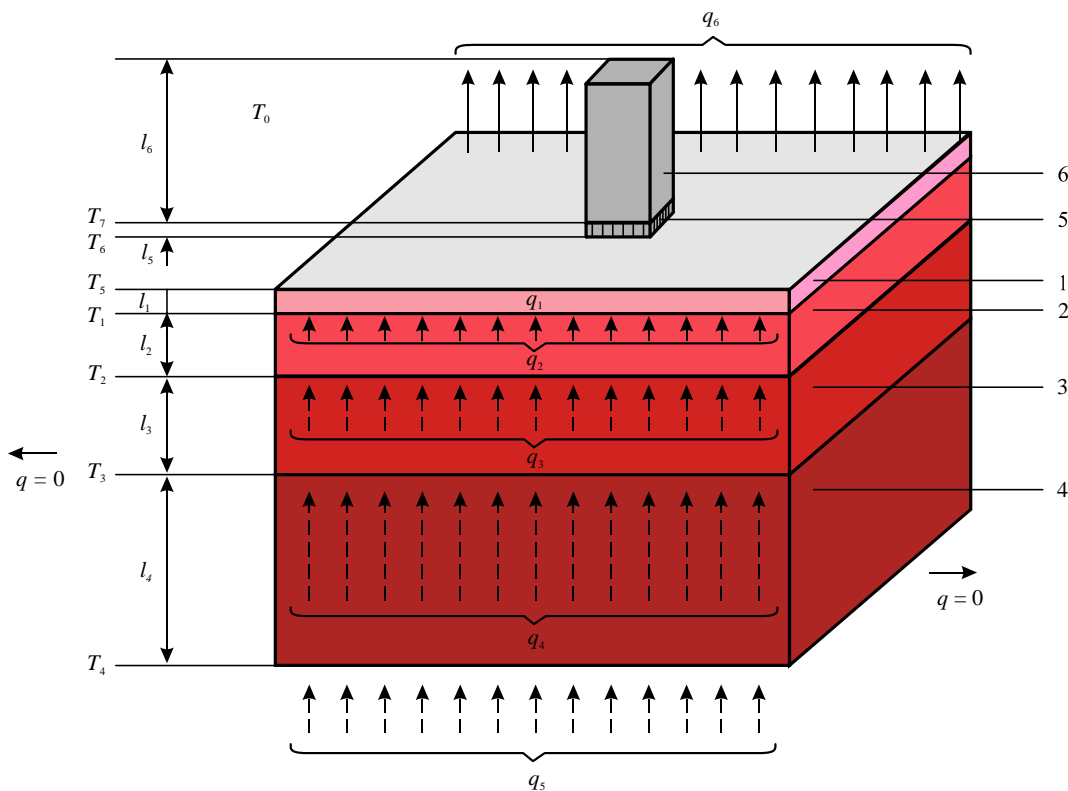


Рис. 1. Физическая модель биологической ткани с термоэлектрическим микрогенератором и аккумулятором тепла: 1 – эпидермис, 2 – дермис, 3 – подкожный слой, 4 – внутренняя ткань, 5 – термоэлектрический микрогенератор, 6 – аккумулятор тепла.

Термоэлектрический микрогенератор 5 представлен эквивалентным прямоугольным бруском размерами a_5 , b_5 , l_5 с теплопроводностью, соответствующей теплопроводности микрогенератора k .

На поверхности биологической ткани (эпидермис 1) с температурой T_5 размещен термоэлектрический микрогенератор 5 с температурой на поверхности контакта T_6 . Термоэлектрический микрогенератор 5 находится в состоянии теплообмена с аккумулятором тепла в виде бруска 6 из материала с высокой теплопроводностью, геометрические размеры которого a_6 , b_6 , l_6 . Температура на поверхности контакта T_7 .

Свободная поверхность участка кожи (1) находится в состоянии теплообмена с окружающей средой с температурой T_0 , что учтено коэффициентом теплообмена α . Остальные свободные поверхности термоэлектрического микрогенератора 5 и бруска 6 адиабатически изолированы. Удельный тепловой поток со свободной поверхности кожи составляет q_6 , удельный тепловой поток внутренних органов человека – q_5 . Теплообмен кожи путем излучения и потовыделения не учитывается.

Поскольку физическая модель представляет участок биологической ткани из четырех слоев, причем в других соседних слоях происходят одинаковые биохимические процессы, то можем считать, что перетекания тепла через боковую поверхность биологической ткани не происходит ($q = 0$).

Математическое описание модели

Поскольку целью исследования является изучение динамики физических процессов в термоэлектрическом микрогенераторе с момента приведения его в тепловой контакт с поверхностью кожи, то необходимо знать стационарное распределение температуры в биологической ткани без наличия микрогенератора на ее поверхности. Такое распределение температуры следует выбрать как начальные условия в биологической ткани в процессе теплового взаимодействия термоэлектрического микрогенератора с ней. Это, в свою очередь, означает, что исследования необходимо проводить в два этапа. На первом этапе следует найти стационарное распределение температуры в биологической ткани без наличия микрогенератора на ее поверхности. На втором – необходимо найти динамическое распределение температуры в биологической ткани и в размещенных на ее поверхности термоэлектрическом микрогенераторе и бруске 6, приняв как начальные условия для биологической ткани найденное на первом этапе распределение температур.

Общее уравнение теплообмена в биологической ткани имеет следующий вид [12-17]:

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

где $i=1..4$ – соответствующие слои биологической ткани,
 ρ_i – плотность соответствующего слоя биологической ткани (кг/м^3),
 C_i – удельная теплоемкость соответствующего слоя биологической ткани ($\text{Дж/кг}\cdot\text{К}$),
 ρ_b – плотность крови (кг/м^3),
 C_b – удельная теплоемкость крови ($\text{Дж/кг}\cdot\text{К}$),
 ω_{bi} – скорость перфузии крови соответствующего слоя биологической ткани ($\text{м}^3 \cdot \text{с}^{-1} \cdot \text{м}^{-3}$),
 T_b – температура крови человека ($^\circ\text{C}$), причем $T_b = 37^\circ\text{C}$,
 q_{met_i} – количество тепла от метаболизма соответствующего слоя биологической ткани

(Вт/м³), T – абсолютная температура (К), κ_i – коэффициент теплопроводности соответствующего слоя биологической ткани (Вт/м·К), t – время (с).

Левая часть уравнения (2) представляет собой скорость изменения тепловой энергии, содержащейся в единице объема биологической ткани. Три слагаемых в правой части этого уравнения представляют собой соответственно скорость изменения тепловой энергии за счет теплопроводности, перфузии крови и тепла метаболизма.

На первом этапе исследований положим $\frac{\partial T}{\partial t} = 0$, тогда уравнение (2) принимает вид:

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

Стационарное уравнение теплообмена в биологической ткани (3) решается с граничными условиями (4), где q – плотность теплового потока, T_0 – температура окружающей среды, α – коэффициент теплообмена:

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

На втором этапе распределение температуры в биологической ткани определяется из уравнения (2) с граничными условиями (4) и начальным распределением температуры $T(x, y, z)$. При этом в термоэлектрическом микрогенераторе и аккумуляторе тепла решаем общее уравнение теплообмена [1, 2]:

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

где $i=5, 6$ – обозначает материал термогенератора и аккумулятора тепла, ρ_i – плотность вещества, C_i – его удельная теплоемкость, κ_i – коэффициент теплопроводности. Граничными условиями для уравнения (5) является условие адиабатической изоляции поверхностей термоэлектрического микрогенератора и аккумулятора тепла, начальное распределение температуры $T = T_{окр.ср.} = const$.

Компьютерное моделирование

Для исследования динамических режимов работы термоэлектрического микрогенератора, использующего тепло человека, была создана трехмерная компьютерная модель биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический микрогенератор и аккумулятор тепла. Для построения компьютерной модели использован пакет прикладных программ Comsol Multiphysics [18], что дает возможность проводить моделирование теплофизических процессов в биологической ткани с учетом кровообращения и метаболизма.

Расчет распределений температур и плотности тепловых потоков в биологической ткани, термоэлектрическом микрогенераторе и аккумуляторе тепла осуществлялся методом конечных элементов (рис. 2), суть которого заключается в том, что исследуемый объект разбивается на большое количество конечных элементов и в каждом из них находится значение функции,

удовлетворяющее заданным дифференциальным уравнениям второго порядка с соответствующими граничным условиями. Точность решения поставленной задачи зависит от уровня разбиения и обеспечивается путем использования необходимого количества конечных элементов [18].

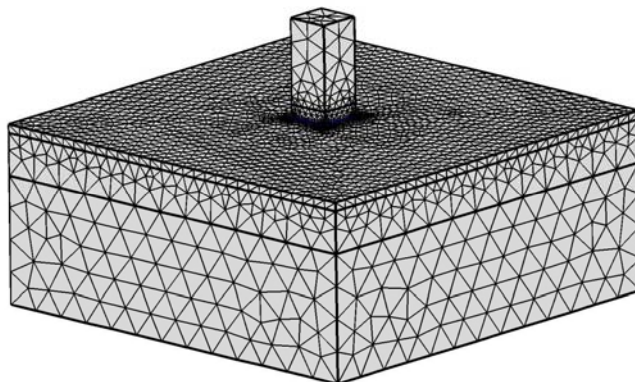


Рис. 2. Сетка метода конечных элементов.

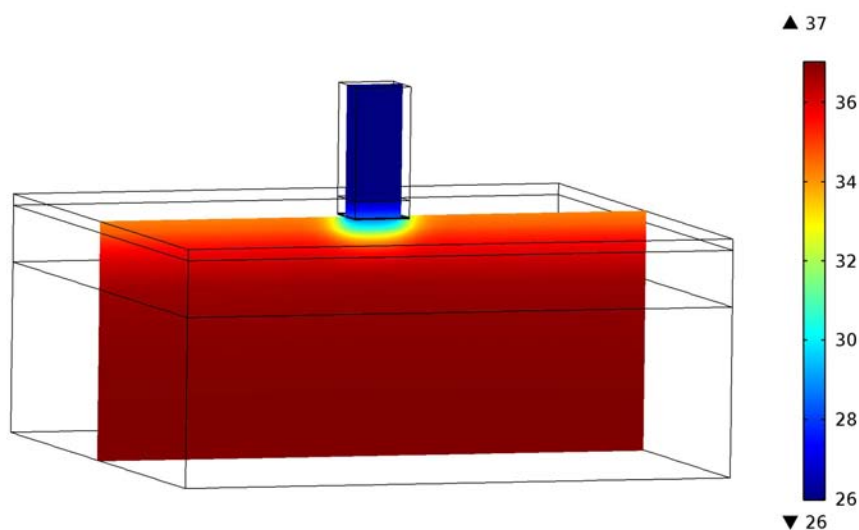


Рис. 3. Распределение температуры в сечении биологической ткани тела человека, на поверхности которой размещен термоэлектрический микрогенератор и аккумулятор тепла.

С помощью объектно-ориентированного компьютерного моделирования получены распределения температуры (рис. 3) и линий плотности теплового потока в биологической ткани тела человека, термоэлектрическом микрогенераторе и аккумуляторе тепла.

Пример компьютерного моделирования

На рис. 4-5 а, б, в, г, д, е приведена динамика изменения ЭДС и электрической мощности термоэлектрического микрогенератора размерами $10 \times 10 \text{ мм}^2$ с количеством ветвей $N = 624$, поперечное сечение которых $S_0 = 0.35 \times 0.35 \text{ мм}^2$ при различных длинах ветвей $L = 0.5; 1.0; 1.5; 2; 2.5; 3 \text{ мм}$ и длинах бруска аккумулятора тепла $h = 0; 2; 5; 10; 20; 30 \text{ мм}$ (температура окружающей среды $T = 24 \text{ }^\circ\text{C}$).

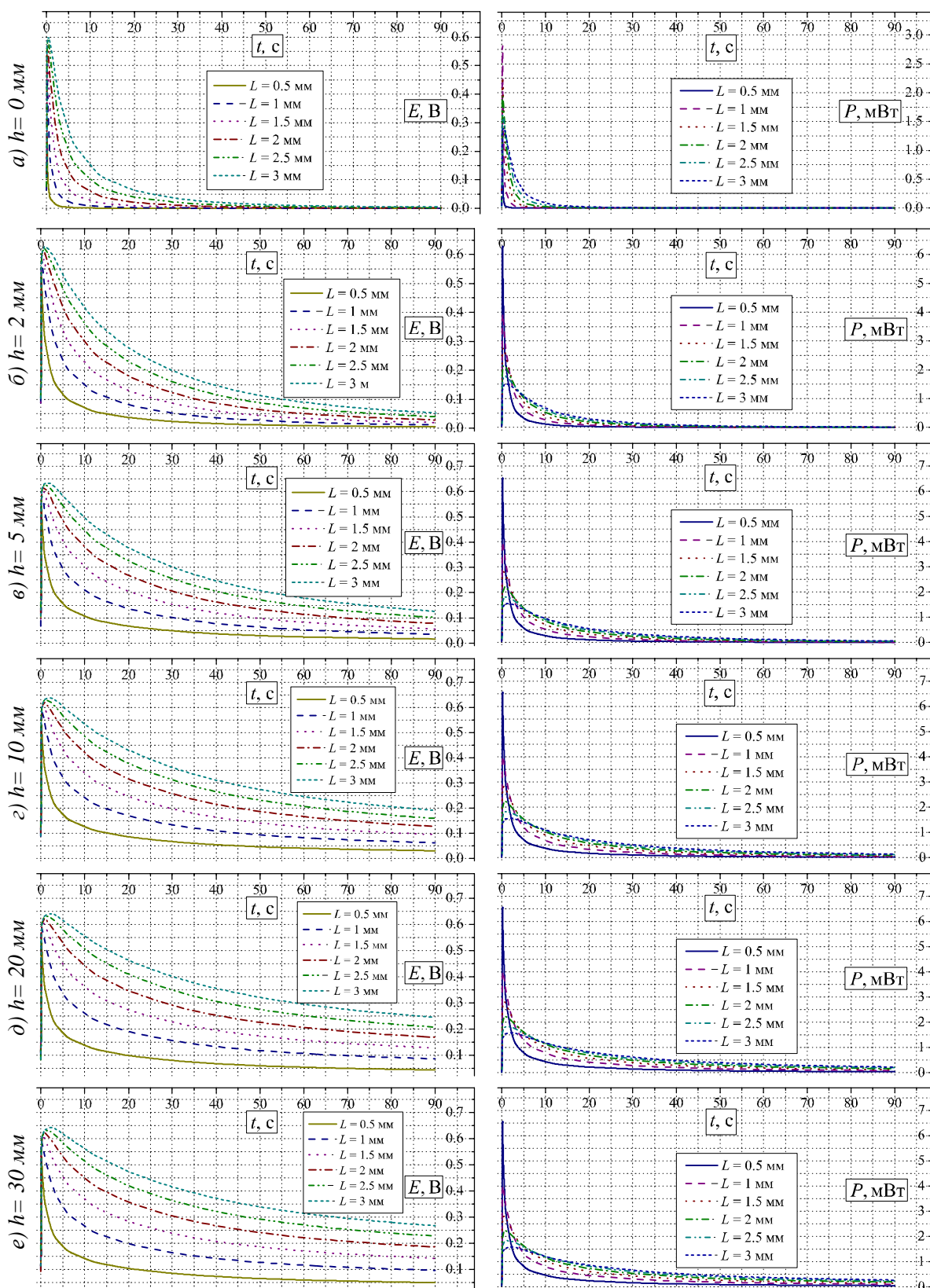


Рис. 4. Динамика изменения ЭДС и электрической мощности термоэлектрического микрогенератора при различных длинах ветвей и аккумулятора тепла (каждая кривая отвечает определенной длине ветвей термогенератора, а каждый рисунок – определенной длине аккумулятора тепла).

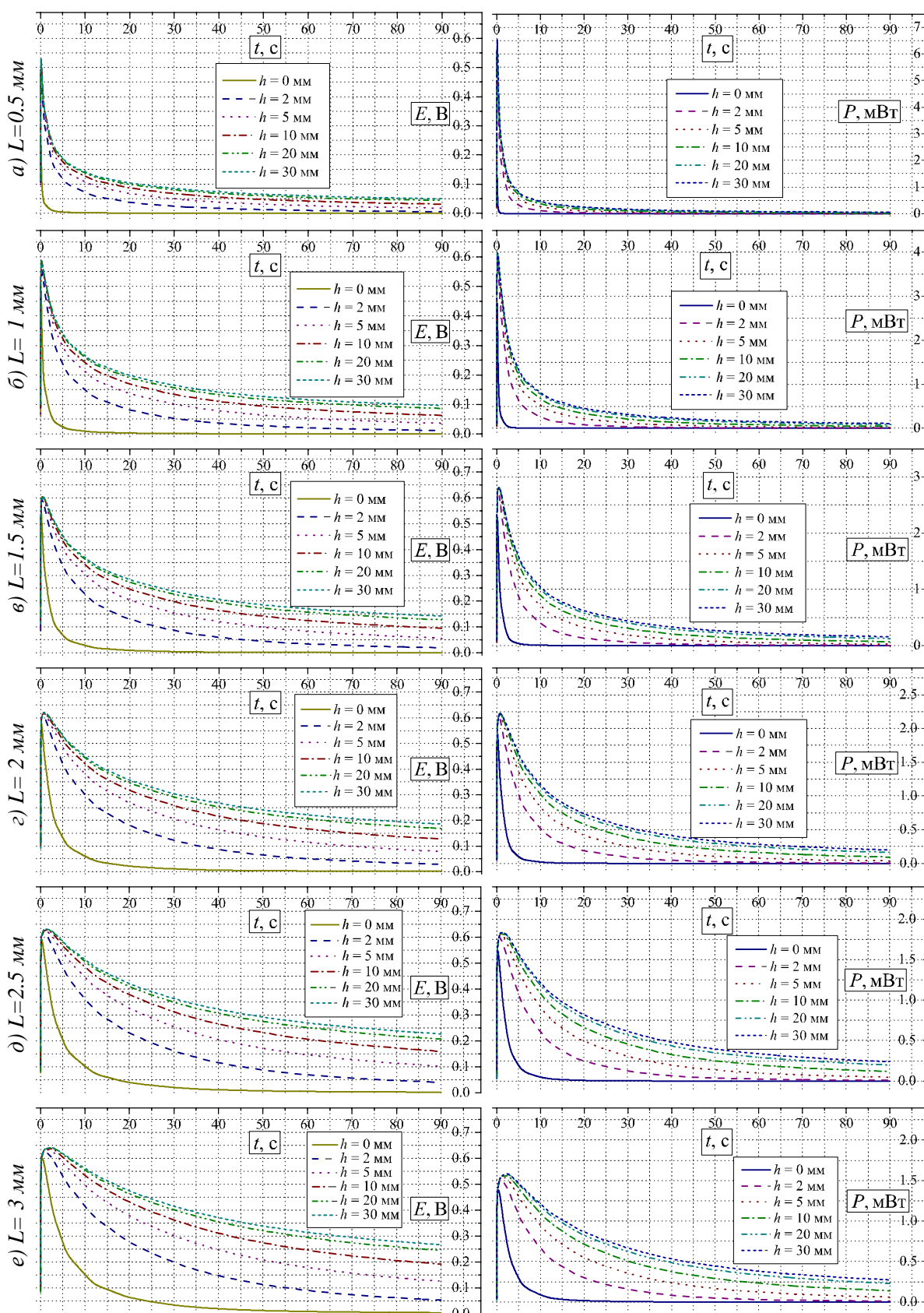


Рис. 5. Динамика изменения ЭДС и электрической мощности термоэлектрического микрогенератора при разных длинах ветвей и аккумулятора тепла (каждая кривая отвечает определенной длине аккумулятора тепла, а каждый рисунок – определенной длине ветвей термогенератора)

Анализируя рис. 4-5 а, б, в, г, д, е видим, что увеличение длины аккумулятора тепла и длины ветвей термоэлектрического микрогенератора улучшает его энергетические характеристики. Однако в таком представлении трудно оценить темпы улучшения энергетических характеристик и определить оптимальные значения длины аккумулятора тепла и ветвей термоэлектрического микрогенератора.

Рассмотрим более конкретный случай, когда микрогенератор вначале работает в режиме накопления электрической энергии, которая потом используется для питания электронной схемы медицинского прибора кратковременного действия, например, электронного термометра. Время накопления электрической энергии в этом случае соответствует времени нагрева сенсора температуры термометра и равно приблизительно 20 с. Зависимость электрической мощности такого микрогенератора в этот момент времени приведена на рис. 6.

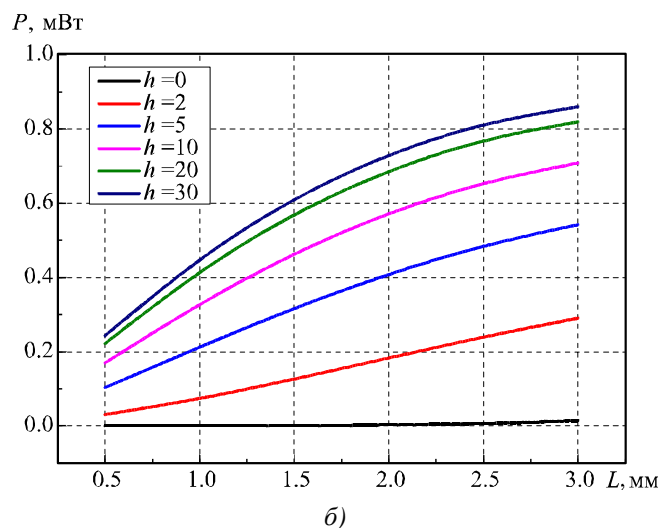
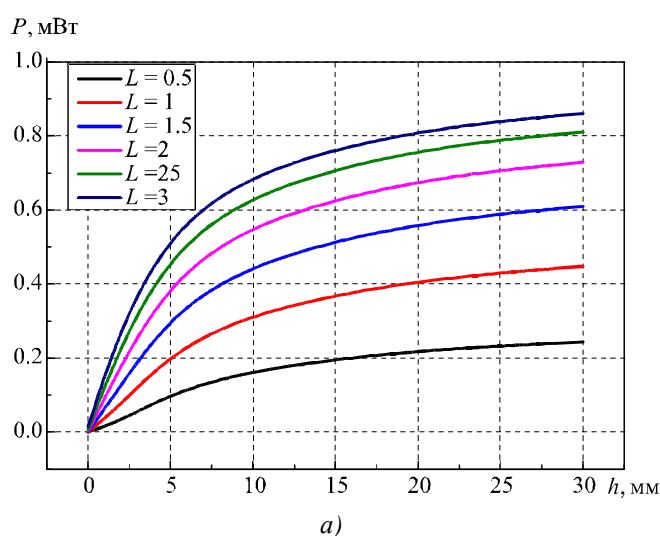


Рис. 6. Зависимость электрической мощности термоэлектрического микрогенератора в момент времени $t = 20$ с:

а) от длины аккумулятора тепла h при различных длинах ветвей L ;

б) от длины ветвей L при различных длинах аккумулятора тепла h .

Из графиков видно, что наиболее целесообразным будет использование аккумулятора тепла длиной $h = 5 \div 10$ мм, поскольку темпы увеличения электрической мощности

термоэлектрического микрогенератора существенно снижаются при длинах более $h = 10$ мм.

Из рис. 6 б видно, что без аккумулятора тепла на термоэлектрическом микрогенераторе, размещенном на поверхности кожи человека, генерация электрической мощности практически отсутствует. А при длинах аккумулятора тепла $h = 2 \div 10$ мм электрическая мощность прямо пропорциональна длине ветвей микрогенератора. Однако использование термоэлектрических микрогенераторов с длиной ветвей более $L = 3$ мм нецелесообразно, если оценивать не мощность в определенный момент времени, а полученную до этого момента времени электрическую энергию W (рис. 7).

На рис. 7 приведена зависимость электрической энергии, полученной за время $t = 20$ с с момента контакта термоэлектрического микрогенератора с поверхностью кожи. При отсутствии аккумулятора тепла оптимальной является длина ветвей микрогенератора $L = 2.5$ мм (рис. 7 а), а при увеличении длины аккумулятора тепла оптимальная длина ветвей постепенно снижается до $L = 2$ мм. Таким образом, оптимальная длина ветвей микрогенератора составляет $L = 2 \div 2.5$ мм (рис. 7 а, б). При этом энергия, полученная за первых 20 с работы микрогенератора, в лучшем случае составляет $W = 25.8$ мДж.

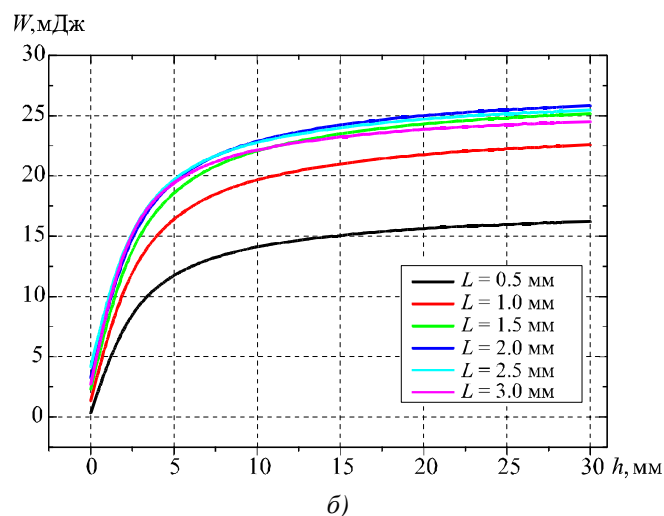
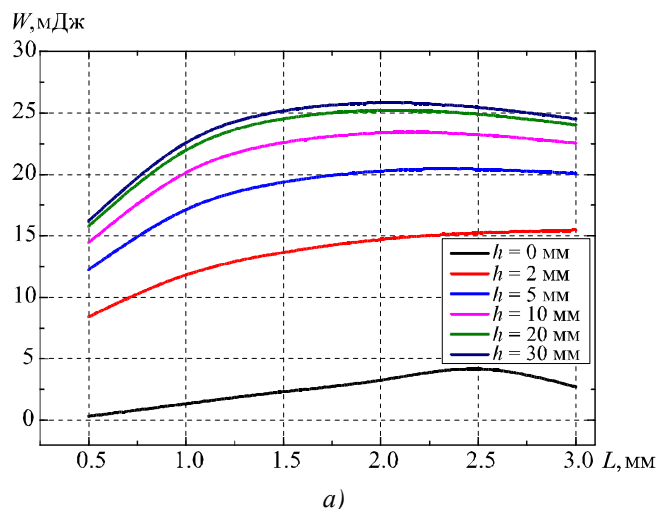


Рис. 7. Зависимость электрической энергии, полученной за время $t = 20$ с:
 а) от длины ветвей L при различных длинах аккумулятора тепла h ;
 б) от длины аккумулятора тепла h при различных длинах ветвей L .

Для сравнения со стационарным режимом рассмотрим работу термоэлектрического микрогенератора размером $10 \times 10 \text{ мм}^2$ с близким по массе и габаритам радиатором в состоянии теплообмена с окружающей средой. Для корректности сравнения приведем энергию, полученную за время $t = 20 \text{ с}$ в стационарном режиме работы термогенератора, в зависимости от длины ветвей микрогенератора L и длины ребер радиатора h (рис. 8).

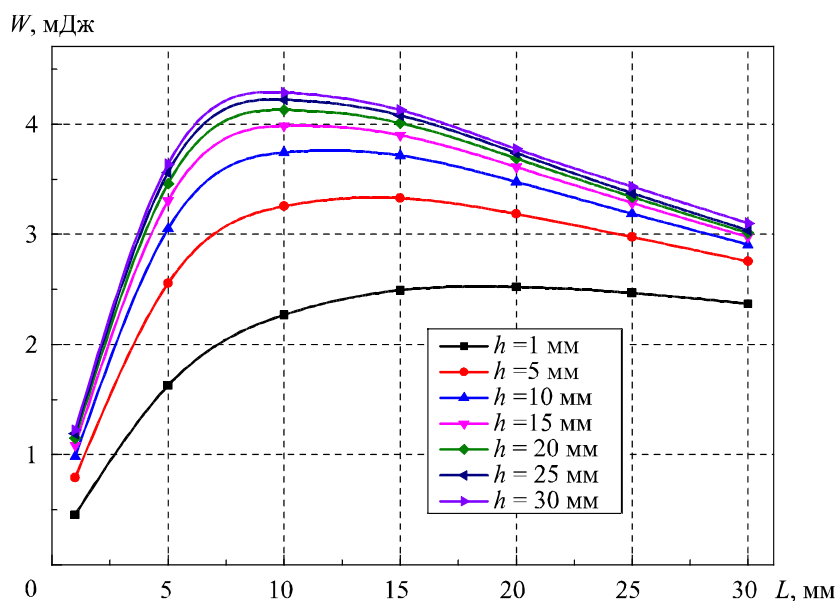


Рис. 8. Зависимость электрической энергии, полученной за время $t = 20 \text{ с}$, от длины ветвей микрогенератора L при различных длинах ребер радиатора h в стационарном режиме.

На рис. 8 легко видеть, что в стационарном режиме работы микрогенератора в лучшем случае электрическая энергия составляет $W = 4.3 \text{ мДж}$. Таким образом полученная за первых 20 с переходного режима энергия, в 6 раз превышает энергию, полученную за аналогичный промежуток времени в стационарном режиме работы микрогенератора. Применяв устройство для накопления электрической энергии и стабилизации исходного напряжения можно использовать энергию, генерируемую на начальном этапе, для питания аппаратуры кратковременного действия, например, электронных термометров. Это подтверждает целесообразность использования динамических режимов работы термоэлектрического микрогенератора, использующего тепло человека для питания маломощных электронных устройств.

Выводы

1. Развита теория компьютерного моделирования процессов преобразования тепловой энергии человека в электрическую, что позволяет проектировать термоэлектрические микрогенераторы, которые используют тепло человека и оптимизировать их конструкцию для достижения максимальной эффективности термоэлектрического превращения энергии в динамических режимах работы.

2. Разработаны компьютерные методы моделирования тепловых и электрических процессов, имеющих место при взаимодействии термоэлектрических микрогенераторов с телом человека. В частности, установлено, что генерируемая за первых 20 с переходного

режима энергия, в 6 раз превышает энергию, полученную за тот же промежуток времени в стационарном режиме работы микрогенератора.

3. Подтверждена целесообразность использования динамических режимов работы термоэлектрического микрогенератора для питания маломощных электронных устройств.

Литература

1. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: [справочник] / Л.И. Анатычук – К.: Наукова думка, 1979. – 768 с.
2. Анатычук Л.И. Термоэлектричество. Термоэлектрические преобразователи энергии: [том II] / Л.И. Анатычук – 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): 346-357.
7. Пат. 87400 Украина, МПК H01L 35/00. Электронный медицинский термометр с термоэлектрическим источником питания / Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р., Романюк С.Б.; Институт термоэлектричества. – № u201308794; заявл. 15.07.13; опубл. 10.02.14, Бюл. № 3.
8. Анатычук Л.И. О точности определения температуры электронным медицинским термометром с термоэлектрическим источником питания / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. – № 5. – 2013. – С. 75 – 79.
9. Анатычук Л.И. О влиянии термоэлектрического источника питания на точность измерения температуры и теплового потока / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский, И.А. Константинович // Термоэлектричество. – № 6. – 2013. – С. 53 – 62.
10. Кобылянский Р.Р. Электронный медицинский термометр с термоэлектрическим источником питания / Р.Р. Кобылянский, О.Н. Манык, С.Б. Романюк // Научный вестник Черновицкого университета: сборник науч. работ. Физика. Электроника. – Черновцы: Черновицкий национальный университет. – Т. 3, Изд. 1. – 2013. – С. 38 – 44.
11. Анатычук Л.И. Термоэлектрический источник питания для электронного медицинского термометра / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский, И.А. Константинович // ТКЭА. – 2014. – №4. – С. 28 – 32.
12. Анатычук Л.И. О некоторых особенностях динамических режимов работы термогенератора, который использует тепло человека / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. – № 3. – 2014. С. 64 – 78.
13. S.C. Jiang, N. Ma, H.J. Li, and X.X. Zhang, Effects of Thermal Properties and Geometrical

- Dimensions on Skin Burn Injuries, Burns 28, 713-717 (2002).
14. M.P. Cetingul, C. Herman, Identification of Skin Lesions from the Tansient Thermal Response using Infrared Imaging Technique IEEE, 1219-1222 (2008).
 15. M. Ciesielski, B. Mochnecki, and R. Szopa, Numerical Modeling of Biological Tissue Heating. Admissible Thermal Dose, Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science 1(10), 11-20 (2011).
 16. Florin Filipoiu, Andrei Ioan Bogdan, and 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, 53-59 (2010).
 17. Daniela Carstea, Ion Carstea, and Iulia Maria Carstea, Interdisciplinarity in Computer-aided Analysis of Thermal Therapies, WSEAS Transactions on Systems and Control 6(4), 115-124 (2011).
 18. COMSOL Multiphysics User's Guide, COMSOLAB, 804 (2010).

Поступила в редакцию 17.10.14.