

Д. ф.-м. н. Л. И. АНАТЫЧУК^{1,2}, к. ф.-м. н. Р. Р. КОБЫЛЯНСКИЙ^{1,2},
к. ф.-м. н. И. А. КОНСТАНТИНОВИЧ^{1,2}

Украина, г. Черновцы, ¹Институт термоэлектричества НАН и МОН Украины,

²Черновицкий национальный университет имени Юрия Федьковича

E-mail: romakobylianskyi@ukr.net

ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ ИСТОЧНИК ПИТАНИЯ ДЛЯ ЭЛЕКТРОННОГО МЕДИЦИНСКОГО ТЕРМОМЕТРА

В работе приведены результаты расчетов термоэлектрического преобразователя для питания электронного медицинского термометра, определена рациональная конструкция такого преобразователя. Показана целесообразность использования термоэлектрического преобразователя в разных режимах его работы для питания электронного термометра.

Ключевые слова: термоэлектрический преобразователь, термоэлектрический источник питания, электронный медицинский термометр.

В настоящее время для питания маломощной электронной аппаратуры используются химические источники. Несмотря на непрерывное улучшение их качества, они все же имеют принципиальные недостатки: относительно высокие удельные массогабаритные характеристики, наличие саморазряда, малый ресурс работы, ограниченный срок хранения и эксплуатации при низких температурах. Кроме того, производство химических источников электричества — энергоемкое, дорогое и вредное для окружающей среды.

Все это обуславливает необходимость поиска новых источников электрической энергии, лишенных указанных недостатков. Особенно перспективными в этом отношении являются термоэлектрические источники питания [1–3], поскольку в целом термоэлектрические генераторы имеют большой ресурс работы (20–30 лет и более), они надежны при использовании в экстремальных условиях и не требуют частой замены.

Известно, что термоэлектрические микрогенераторы используются для питания маломощных электронных устройств, систем телеметрии, навигации, ИК-детекторов, а также для питания военной и медицинской техники [4–8]. Однако, несмотря на разнообразное использование термоэлектрических источников питания в медицинской аппаратуре, отсутствуют данные об их применении в электронных медицинских термометрах (ЭМТ). Замена химических элементов питания на термоэлектрические в таких термометрах решила бы проблему утилизации отработанных химических источников питания, улучшив тем самым экологическое состояние окружающей среды. Именно поэтому в Институте термоэлектричества НАН и МОН Украины активно проводятся работы по созданию термоэлектрических преобразователей для питания ЭМТ [9–12].

Эффективность термоэлектрического преобразователя зависит от согласования его сопротивления, которое определяется его конструкцией, и сопротивления нагрузки. В настоящей работе решалась задача определения такой конструкции термоэлектрического (ТЭ) источника питания ЭМТ, которая обеспечивала бы необходимые электрические параметры, а количество ТЭ-материала, необходимого для его изготовления, было бы минимальным.

Из технических характеристик ЭМТ известно, что для его электрического питания необходимо постоянное напряжение $U = 1,5$ В. В результате измерений было установлено, что при таком напряжении максимальный ток составляет $I_{\max} = 36$ мкА, т. е. максимальная потребляемая мощность $W_{\max} = 54$ мкВт. Таким образом, разрабатываемый источник питания должен обеспечивать указанные электрические параметры.

Для решения поставленной задачи построим физическую модель ТЭ-источника питания и проведем оценку его параметров для разных режимов работы — максимальной мощности и несогласованной нагрузки.

Модель термоэлектрического источника питания

Физическая модель термоэлектрического источника питания ЭМТ представлена на **рис. 1**. Тепловой поток Q_1 от тела человека через радиатор 1 частично передается термоэлектрическому преобразователю 2 (Q_2), частично рассеивается в окружающую среду (Q_3), а тепловой поток Q_4 от холодной грани преобразователя через радиатор 3 отводится в окружающую среду. Таким образом создается необходимый для работы преобразователя перепад между температурами его граней. Стабилизатор напряжения 4 обеспечивает напряжение на уровне

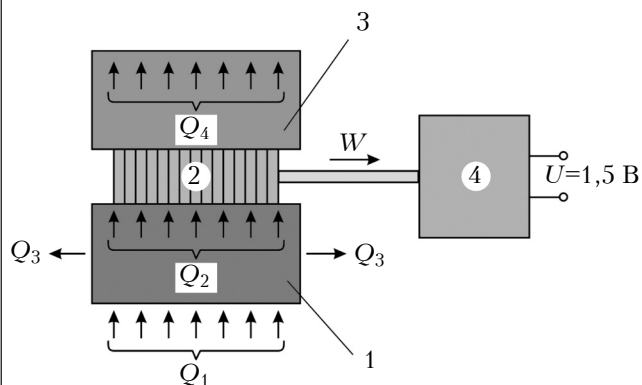


Рис. 1. Модель термоэлектрического источника питания для ЭМТ:

1, 3 — радиаторы; 2 — термоэлектрический преобразователь; 4 — стабилизатор напряжения

1,5 В. Такой источник может в полной мере заменить обычный химический гальванический элемент питания ЭМТ.

Режим максимальной мощности

Рассмотрим режим согласованной нагрузки, т. е. режим максимальной электрической мощности источника питания. В таком режиме при напряжении $U = 1,5$ В термо-ЭДС должна составлять $\varepsilon = 3$ В.

Экспериментальные исследования показывают, что при перепаде между температурой тела человека и окружающей среды $10-15^\circ\text{C}$ между гранями ТЭ-преобразователя устанавливается перепад $\Delta T \approx 5^\circ\text{C}$.

При значении коэффициента Зеебека $\alpha = 200$ мкВ/К и $\varepsilon = 3$ В необходимое количество ветвей N ТЭ-преобразователя составляет 3000.

В режиме согласованной нагрузки сопротивление ТЭ-преобразователя r равно сопротивлению нагрузки (т. е. ЭМТ) R при максимальном значении тока $I_{\max}$. Проведя несложные математические расчеты, получим, что при $I_{\max} = 36$ мкА $R = 41,7$ кОм. Отсюда следует, что при высоте ветви $l = 5$ мм площадь ее поперечного сечения равна $S = 36 \cdot 10^{-4}$ мм².

Таким образом, геометрические размеры ТЭ-преобразователя, при которых достигается его максимальная эффективность при работе в режиме согласованной нагрузки, могут быть следующими: количество ветвей $N = 3000$ шт., их высота $l = 5$ мм, размеры поперечного сечения одной ветви $0,06 \times 0,06$ мм, ширина изоляционных промежутков между ветвями $b = 0,02$ мм, типичные размеры теплопереходов составляют $0,2-0,5$ мм, общие габаритные размеры преобразователя $4,4 \times 4,4 \times 5$ мм.

Указанные размеры преобразователя сопоставимы с размерами традиционного химического гальванического источника питания ЭМТ.

Следует отметить, что типичные линейные размеры a сечения ветвей термоэлектрической

микробатареи составляют $0,2-0,5$ мм, и изготовить ветви малого сечения, указанного выше, довольно сложно технологически. Использование же ветвей больших размеров приведет к существенному рассогласованию сопротивлений источника питания и нагрузки, а это, в свою очередь, приведет к значительному снижению КПД преобразования энергии. Для того чтобы определить рациональные с точки зрения КПД и технологичности изготовления размеры генератора, следует рассмотреть режим несогласованной нагрузки.

Режим несогласованной нагрузки

Максимальный КПД термоэлектрического преобразователя определяется согласно выражению [1]

$$\eta = \frac{1}{4} \frac{T_1 - T_2}{T_1} Z \frac{T_1 + T_2}{2}, \quad (1)$$

где Z — термоэлектрическая добротность материала преобразователя;

T_1, T_2 — значения температуры на гранях термоэлектрического преобразователя.

Расчеты показывают, что при $\Delta T \approx 5^\circ\text{C}$ КПД преобразователя находится в пределах $0,3-0,4\%$ в зависимости от добротности термоэлектрического материала ветвей преобразователя.

Рассмотрим зависимость КПД от линейных размеров его ветвей, для чего воспользуемся упрощенными соотношениями (без учета тепла Джоуля и Пельтье в ветвях термоэлектрического преобразователя) и таким образом оценим снижение КПД:

$$\eta = \frac{W}{Q_h}, \quad (2)$$

$$Q_h = \kappa \frac{S}{l} \Delta T N, \quad (3)$$

где Q_h — тепловая мощность, которую воспринимает термоэлектрический преобразователь;

κ — коэффициент теплопроводности материала преобразователя.

Отсюда видно, что увеличение площади поперечного сечения ветвей преобразователя приводит к увеличению теплового потока Q_h и, соответственно, к снижению КПД преобразования тепловой энергии в электрическую.

Из рис. 2 видно, что при увеличении линейных размеров сечения ветвей от $0,06$ до $0,2-0,5$ мм КПД преобразователя уменьшается приблизительно в $5-10$ раз. Однако такое снижение КПД можно компенсировать увеличением теплового потока за счет увеличения площади поперечного сечения термоэлектрического преобразователя.

Рассмотрим как влияет увеличение линейных размеров ветвей на общие габариты преобразователя при условии сохранения исходных параметров — $U = 1,5$ В, $W = 54$ мкВт.

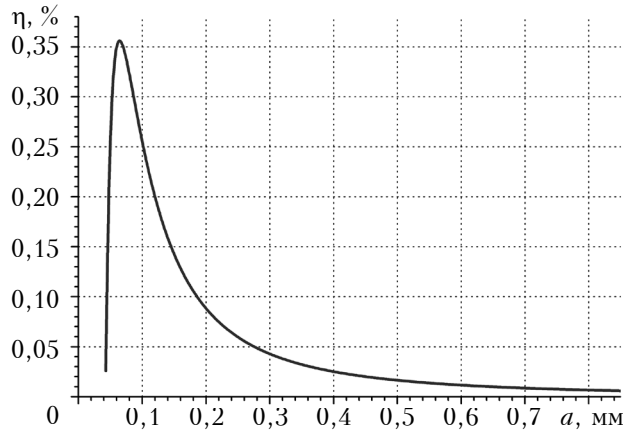


Рис. 2. Зависимость КПД ТЭ-преобразователя от линейных размеров сечения его ветвей

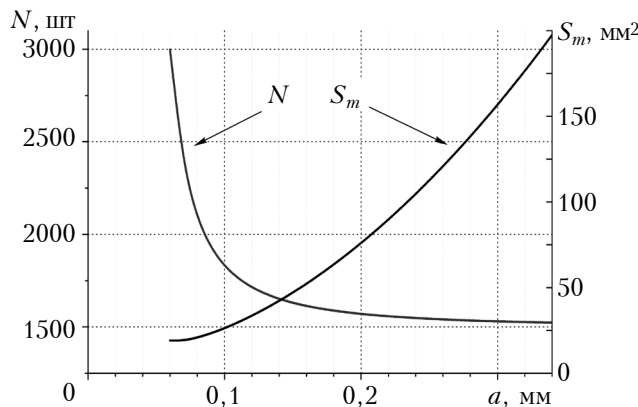


Рис. 3. Зависимость площади поперечного сечения ТЭ-преобразователя и количества ветвей от линейных размеров сечения его ветвей

Путем несложных преобразований выражения закона Ома для полной цепи с учетом соотношения для термо-ЭДС $\varepsilon = \alpha N \Delta T$ можно найти количество ветвей ТЭ-преобразователя, при котором будут обеспечены необходимые параметры питания ЭМТ (рис. 3):

$$N = \frac{RU}{R\alpha\Delta T - \frac{1}{\sigma} \frac{l}{S} U}, \quad (4)$$

где σ — коэффициент электропроводности (произведение $\frac{1}{\sigma} \cdot \frac{l}{S}$ представляет собой сопротивление одной ветви термоэлектрического преобразователя).

С учетом (4) и изоляционных промежутков между ветвями $b = 0,02$ мм, площадь поперечного сечения ТЭ-преобразователя S_m определяется следующим выражением:

$$S_m = \frac{RU}{R\alpha\Delta T - \frac{1}{\sigma} \frac{l}{a^2} U} (a + b)^2. \quad (5)$$

Очевидно, что площадь S_m растет с увеличением поперечного сечения ветвей ТЭ-преобразователя.

При выборе размеров ветвей ТЭ-преобразователя, с одной стороны, необходимо учитывать то, что он предназначен для малогабаритной медицинской аппаратуры, а с другой — иметь в виду технологические сложности изготовления ветвей малых размеров, о которых говорилось выше. Сделать рациональный выбор можно с помощью рис. 3. Очевидно, таким решением в рассматриваемом случае будет использование ТЭ-преобразователя с размерами ветвей $a \approx 0,12$ мм ($S_m \approx 32$ мм²).

Таким образом, на основании проведенных расчетов установлено, что термоэлектрический преобразователь размерами 5,7×5,7×5 мм обеспечивает необходимые для работы электронного термометра параметры ($U = 1,5$ В, $W = 54$ мкВт). Для этого случая также могут быть использованы два термоэлектрических преобразователя с размерами 4×4×5 мм, которые в полной мере могут заменить обычный химический гальванический элемент питания в электронном медицинском термометре.

Проведенное исследование показало целесообразность использования ТЭ-преобразователя в разных режимах его работы для питания электронного медицинского термометра. Серийное производство предложенного термоэлектрического источника питания позволит снизить его стоимость до конкурентоспособного уровня. При этом, благодаря отсутствию необходимости в периодической замене источника питания, такие термометры будут иметь значительно более низкую стоимость обслуживания, что обуславливает экономическую целесообразность их производства. Дальнейшее их внедрение позволит отказаться от использования вредных химических гальванических источников питания и станет еще одним шагом на пути повышения безопасности и экологичности медицинского оборудования.

ИСПОЛЬЗОВАННЫЕ ИСТОЧНИКИ

1. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. — Киев: Наукова думка, 1979.
2. Анатычук Л.И. Термоэлектричество. Т.2. Термоэлектрические преобразователи энергии. — Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003.
3. Струтинская Л.Т. Термоэлектрические микрогенераторы. Современное состояние и перспективы использования // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. — 2008. — № 4. — С. 5—13.
4. Pat. 6222114 USA. Portable wrist device // Mitamura Gen. — 2001.
5. Snyder G.J. Small thermoelectric generators // The Electrochemical Society Interface. — Fall, 2008. — P. 54—56.
6. Rowe D.M. Low powered thermoelectric generators and devices // Proc. of the 12th International Conference on Thermoelectrics. — Japan, Yokohama. — 1993. — P. 429—438.

7. Watkins C., Shen B., Venkatasubramanian R. Low-grade-heat energy harvesting using superlattice thermoelectrics for applications in implantable medical devices and sensors // Proc. of the 24th International Conference on Thermoelectrics. — USA, Clemson. — 2005. — P. 250–252.

8. Leonov V., Torfs T., Hoof C. V., Vullers R. J. M. Smart wireless sensors integrated in clothing: an electrocardiography system in a shirt powered using human body heat // Sensors & Transducers Journal. — Vol. 107, iss. 8. — 2009. — P. 165–176.

9. Заявка на кор. мод. № u201308794. Электронный медицинский термометр з термоелектричним джерелом живлення // Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Романюк С.Б. — 15.07.2013.

10. Заявка на кор. мод. № u201312570. Электронный медицинский термометр з термоелектричним джерелом живлення // Анатичук Л.І. — 28.10.2013.

11. Заявка на кор. мод. № u201315453. Электронный медицинский термометр з термоелектричним джерелом живлення // Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Маник О.М. — 30.12.2013.

12. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Про точність визначення температури електронним медичним термометром з термоелектричним джерелом живлення // Термоелектрика. — № 5. — 2013. — С. 75–79.

Дата поступления рукописи
в редакцию 21.01 2014 г.

Л. І. АНАТИЧУК^{1,2}, Р. Р. КОБИЛЯНСЬКИЙ^{1,2},
І. А. КОНСТАНТИНОВИЧ^{1,2}

Україна, м. Чернівці, ¹Інститут термоелектрики НАН і МОН України,
²Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича
E-mail: romakobylianskyi@ukr.net

ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНЕ ДЖЕРЕЛО ЖИВЛЕННЯ ДЛЯ ЕЛЕКТРОННОГО МЕДИЧНОГО ТЕРМОМЕТРА

У роботі наведено результати розрахунків термоелектричного перетворювача для живлення електронного медичного термометра, визначено раціональну конструкцію такого перетворювача. Показано доцільність використання термоелектричного перетворювача в різних режимах його роботи для живлення електронного термометра.

Ключові слова: термоелектричний перетворювач, термоелектричне джерело живлення, електронний медичний термометр.

DOI: 10.15222/TKEA2014.4.28
UDC 537.32

L.I. ANATYCHUK^{1,2}, R.R. KOBLYANSKYI^{1,2},
I.A. KONSTANTINOVICH^{1,2}

Ukraine, Chernivtsi, ¹Institute of Thermoelectricity of NAS and MES of Ukraine,
²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University
E-mail: romakobylianskyi@ukr.net

THERMOELECTRIC POWER SOURCE FOR ELECTRONIC MEDICAL THERMOMETER

At present chemical sources of electricity are used as power supplies for low-powered electronic equipment. Despite continuous quality improvement (CQI) of chemical sources of electricity they still have some critical faults, such as: relatively high specific overall dimensions, presence of self-discharge, short life and limited shelf life under low temperature storage. Moreover, the chemical source of electricity production is power-consuming, costly and environmentally harmful.

The plurality of facts given above stipulates the search for new sources of electric energy eliminating the faults chemical ones possess. Therefore, thermoelectric power supply sources are especially prospective in this respect as thermoelectric generators in general have a long operational life, they are reliable for use in extreme conditions and do not need being changed periodically.

It is a well-known fact that thermoelectric converter efficiency depends on the load resistance and the converter resistance matching, which are stipulated by such converter design. The results of calculations of a thermoelectric converter for a medical thermometer power supply are presented in this paper. The authors define a rational design of such a converter which is limited by technological complexity of small-size legs fabrication, on the one hand, and with the converter overall dimensions, on the other hand. The study carried out has shown the expediency of a thermoelectric converter application for various operational modes to

provide an electronic medical thermometer power supply, particularly in the unmatched load mode with the converter efficiency dropping down five to tenfold.

The work confirms the possibility of a thermoelectric converter of human body application for an electronic medical thermometer power supply.

Keywords: thermoelectric converters, thermoelectric source of electricity, electronic medical thermometer.

REFERENCES

1. Anatychuk L.I. *Termoelementy i termoelektricheskie ustroystva* [Thermoelements and thermoelectric devices]. Kiev, Naukova Dumka, 1979, 766 p.
2. Anatychuk L.I. *Termoelektrichestvo. T. 2. Termoelektricheskie preobrazovateli energii* [Thermoelectricity. Vol. 2. Thermoelectric power converters]. Kyiv, Chernivtsi, Institute of Thermoelectricity, 2003, 376 p.
3. Strutynskaya L.T. [Thermoelectric microgenerators. Current status and prospects of employment]. *Tekhnologiya i konstruirovaniye v elektronnoi apparature*, 2008, no 4, pp. 5-13. (in Russian)
4. Pat. 6222114 USA. Portable Wrist Device. Mitamura Gen, 2001.
5. Snyder G.J. Small thermoelectric generators. *The Electrochemical Society Interface*. Fall, 2008, pp. 54-56.
6. Rowe D.M. Low powered thermoelectric generators and devices. *Proc. of the 12th International Conference on Thermoelectrics*, Japan, Yokohama, 1993, pp. 429-438.
7. Watkins C., Shen B., Venkatasubramanian R. Low-grade-heat energy harvesting using superlattice thermoelectrics for applications in implantable medical devices and sensors. *Proc. of the 24th International Conference on Thermoelectrics*, USA, Clemson, 2005, pp. 250-252.
8. Leonov V., Torfs T., Hoof C.V., Vullers R.J.M. 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, pp. 165-176.
9. Pat. 87400 UA. [Electronic medical thermometer with thermoelectric power supply]. L.I. Anatychuk, R.R. Kobylanskyi, S.B. Romanyuk, 2014.
10. Pat. 89035 UA. [Electronic medical thermometer with thermoelectric power supply]. L.I. Anatychuk, 2014.
11. Pat. u201315453 UA. [Electronic medical thermometer with thermoelectric power supply] L.I. Anatychuk, R.R. Kobylanskyi, O.M. Manyk, 2013.
12. Anatychuk L.I., Kobylanskyi R.R. On the accuracy of temperature measurement by electronic medical thermometer with thermoelectric power supply. *Journal of Thermoelectricity*, 2013, no 5, pp. 68-72.

НОВЫЕ КНИГИ

НОВЫЕ КНИГИ

Богущ М. В. Проектирование пьезоэлектрических датчиков на основе пространственных электротермоупругих моделей. — Москва: Техносфера, 2013.

Книга посвящена проектированию пьезоэлектрических датчиков с использованием современных методов математического моделирования. Описаны критерии, алгоритмы и процедуры для рационального и целенаправленного выбора конструкции датчика, материалов и размеров деталей с помощью универсальных относительно геометрии изделия и способов приложения нагрузки численных пространственных электротермоупругих моделей. Это позволяет улучшить технические характеристики пьезоэлектрических датчиков за счет обоснованного выбора компромисса между информативностью и надежностью изделия в предполагаемых условиях эксплуатации. Эффективность предложенных методов подтверждается разработкой серии пьезоэлектрических датчиков с уникальными свойствами, нашедших широкое применение в вихревых и ультразвуковых расходомерах жидкости, газа и пара для систем промышленной автоматизации, нашедших широкое применение в промышленности. Предназначена для специалистов, занимающихся проектированием и применением пьезоэлектрических преобразователей и датчиков в измерительных и управляющих системах, а также аспирантов и студентов технических вузов.

