

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



Анатычук Л.И.

¹Институт термоэлектричества НАН и МОН Украины, ул. Науки, 1, Черновцы, 58029, Украина;
²Черновицкий национальный университет им. Ю. Федьковича, ул. Коцюбинского, 2, Черновцы, 58000, Украина



Кобылянский Р.Р.

О НЕКОТОРЫХ ОСОБЕННОСТЯХ ДИНАМИЧЕСКИХ РЕЖИМОВ РАБОТЫ ТЕРМОГЕНЕРАТОРА, ИСПОЛЬЗУЮЩЕГО ТЕПЛО ЧЕЛОВЕКА

В работе показана целесообразность использования динамических режимов работы термоэлектрических микрогенераторов для питания маломощной аппаратуры. Исследовано влияние геометрии коммутационных пластин и размеров термогенераторов на их энергетические характеристики. Установлено, что динамические режимы работы кратковременно функционирующих, термоэлектрических источников питания являются более целесообразными, поскольку при определенных условиях они дают возможность получить до 2 раз большую электрическую мощность, чем в стационарных режимах.

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

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 to steady-state modes.

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

Введение

Использование для питания различных маломощных электронных устройств тепла человека с помощью термоэлектрических микрогенераторов вызывает возрастающий интерес [1-6]. Известны наручные часы с термоэлектрическим источником питания [7-13], беспроводные автономные пульсометры [3, 14], электронные медицинские термометры [15-18], наручные оксиметры [19], беспроводные электроэнцефалографы [20-22], термоэлектрические микрогенераторы, монтирующиеся в одежду [23-26] и т.п. Среди них могут быть кратковременно функционирующие, например, электронный медицинский термометр с термоэлектрическим источником питания, измеряющий температуру тела человека в течение нескольких минут. Действительно, в таких приборах не требуется много времени для получения информации о температуре человека. Причем, чем быстрее такая информация будет получена, тем более эффективна работа термометра. В этих условиях применение стационарных

режимов работы термоэлектрических микрогенераторов может оказаться неоправданным. Естественно, что стационарный режим работы термоэлектрического генератора обычно достигается через несколько минут после его прикосновения к телу человека, а для измерения температуры тела человека электронным медицинским термометром достаточно нескольких десятков секунд. Поэтому в таких случаях термоэлектрический микрогенератор нужно использовать в переходных режимах его работы, изучению которых посвящена данная статья.

1. Физическая модель биологической ткани с термоэлектрическим микрогенератором и радиатором

Согласно физической модели (рис. 1), участок биологической ткани тела человека представляет собой структуру из трех слоев кожи (эпидермис 1, дермис 2, подкожный слой 3) и внутренней ткани 4. Он характеризуется теплопроводностью κ_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_{met_i} вследствие процессов метаболизма (табл. 1). Соответствующие слои биологической ткани 1–4 рассматриваются как объемные источники тепла, удельное тепловыделение которых составляет величину q_i , где:

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

Геометрические размеры каждого такого слоя – a_i , b_i , l_i . Температуры на границах соответствующих слоев биологической ткани – T_1 , T_2 , T_3 , T_4 .

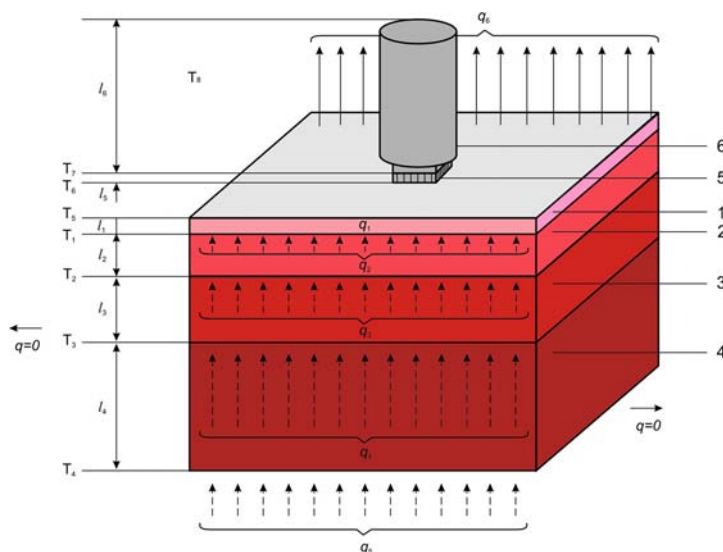


Рис. 1. Физическая модель биологической ткани с термоэлектрическим микрогенератором и радиатором: 1 – эпидермис, 2 – дермис, 3 – подкожный слой, 4 – внутренняя ткань, 5 – термоэлектрический микрогенератор, 6 – радиатор.

Термоэлектрический микрогенератор 5 представляет собой прямоугольный брусок с геометрическими размерами a_5 , b_5 , l_5 и коэффициентом теплопроводности κ . Известно, что термоэлектродвижущая сила термоэлектрического генератора определяется как:

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

где α – коэффициент термоЭДС, N – количество ветвей термоэлектрического материала, ΔT – перепад температуры между верхней и нижней гранями микрогенератора [1, 2]. Количество ветвей термоэлектрического материала в микрогенераторе, как правило, составляет $N = 1500 - 3500$ шт.

Моделирование термогенератора с таким количеством элементов является сложной задачей даже для современных компьютеров. Вместе с тем, согласно (2), основное влияние на значение ЭДС термогенератора имеет перепад температур ΔT между его гранями. Поэтому для достижения поставленной в данной работе цели вполне достаточно заменить термоэлектрический микрогенератор с большим количеством элементов монолитным однородным образцом с эквивалентной теплопроводностью κ . Тогда на основе рассчитанной величины ΔT можно легко определить значение ЭДС микрогенератора по формуле (2).

Таблица 1

Теплофизические свойства биологической ткани тела человека [27-31]

Слои биологической ткани	Эпидермис	Дермис	Подкожный слой	Внутренняя ткань
Толщина, l (мм)	0.08	2	10	30
Удельная теплоемкость, C (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3590	3300	2500	4000
Теплопроводность, κ (Вт·м ⁻¹ ·К ⁻¹)	0.24	0.45	0.19	0.5
Плотность, ρ (кг·м ⁻³)	1200	1200	1000	1000
Удельное выделение метаболизма, q_{met} (Вт·м ⁻³)	368.1	368.1	368.3	368.3
Скорость перфузии крови ткани, ω_b (м ³ ·с ⁻¹ ·м ⁻³)	0	0.00125	0.00125	0.00125
Плотность крови, ρ_b (кг·м ⁻³)	1060	1060	1060	1060
Теплоемкость крови, C_b (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3770	3770	3770	3770

На поверхности биологической ткани (эпидермис 1) с температурой T_5 размещен термоэлектрический микрогенератор 5 с геометрическими размерами a_5 , b_5 , l_5 и температурой на поверхности контакта T_6 . Термоэлектрический микрогенератор 5 находится в тепловом контакте с радиатором 6 из материала с высокой теплопроводностью, геометрические размеры которого a_6 , b_6 , l_6 ; температура на поверхности контакта T_7 .

Эпидермис находится в тепловом контакте с окружающей средой с температурой T_8 ; коэффициент теплообмена между ними – α . Остальные свободные поверхности термоэлектрического микрогенератора 5 и радиатора 6 адиабатически изолированы. Удельный тепловой поток от эпидермиса составляет q_6 , а удельный тепловой поток от внутренних органов человека – q_5 . Теплоотдача кожи путем излучения и потовыделения нами не учитывается.

Поскольку физическая модель представляет участок биологической ткани из четырех слоев, в которых происходят одинаковые биохимические процессы, то можно предположить, что теплоотдача через боковую поверхность биологической ткани не осуществляется ($q = 0$).

2. 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 нужно выбрать в качестве начальных условий в биологической ткани в процессе теплового взаимодействия термоэлектрического микрогенератора с биологической тканью. Это, в свою очередь, означает, что исследование следует осуществлять в два этапа. На первом этапе необходимо найти стационарное распределение температуры в биологической ткани без наличия микрогенератора на ее поверхности, а на втором – найти динамическое распределение температуры в биологической ткани и в размещенных на ее поверхности термоэлектрическом микрогенераторе и радиаторе, взяв в качестве начальных условий найденное на первом этапе распределение температуры в биологической ткани.

Общее уравнение теплообмена в биологической ткани имеет следующий вид [27-31]:

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

где $i = 1...4$ – индекс соответствующего слоя биологической ткани; ρ_i и C_i – плотность и удельная теплоемкость; ρ_b и C_b – плотность и удельная теплоемкость крови, ω_{b_i} – скорость перфузии крови соответствующего слоя биологической ткани; T_b – температура крови человека; q_{met_i} – удельное количество теплоты от метаболизма соответствующего слоя биологической ткани; T – абсолютная температура; κ_i – коэффициент теплопроводности соответствующего слоя биологической ткани; t – время.

Слагаемое в левой части уравнения (3) представляет собой скорость изменения тепловой энергии, содержащейся в единице объема биологической ткани. Три слагаемых в правой части этого уравнения представляют собой скорости изменения тепловой энергии за счет теплопроводности, перфузии крови и тепла метаболизма, соответственно.

На первом этапе исследований полагаем $\frac{\partial T}{\partial t} = 0$, поэтому уравнение (3) упрощается, принимая вид стационарного уравнения теплообмена в биологической ткани:

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

Уравнение (4) решается с граничными условиями (5).

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

где q – плотность теплового потока, T – абсолютная температура, T_0 – температура окружающей среды, α – коэффициент теплообмена. В результате находится распределение $T(x, y, z)$

На втором этапе определяется динамическое распределение температуры в биологической ткани из решения уравнения (3) с граничными условиями (5) и начальным распределением температуры $T(x, y, z)$. При этом для термоэлектрического микрогенератора и радиатора решаем общее уравнение теплообмена:

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

где $i = 5, 6$ – обозначает материал термогенератора и радиатора, ρ_i – плотность, C_i – удельная теплоемкость и κ_i – коэффициент теплопроводности вещества [1, 2, 32]. Граничными условиями для уравнения (6) являются условие адиабатической изоляции поверхностей термоэлектрического

микрогенератора и радиатора, начальное распределение температуры $T = \text{const} = T_{\text{окр.ср}}$.

3. Компьютерное моделирование

Для исследования динамических режимов работы термоэлектрических микрогенераторов, использующих тепло человека, нами создана трехмерная компьютерная модель биологической ткани, на поверхности которой находятся термоэлектрический микрогенератор и радиатор. Для построения компьютерной модели использован пакет прикладных программ Comsol Multiphysics [33], что позволяет проводить моделирование теплофизических процессов в биологической ткани с учетом кровообращения и метаболизма.

Расчеты распределений температур и плотности тепловых потоков в биологической ткани, термоэлектрическом микрогенераторе и радиаторе осуществлялись методом конечных элементов (рис. 2), суть которого заключается в том, что исследуемый объект разбивается на большое количество конечных элементов и в каждом из них ищется значение функции, удовлетворяющее заданным дифференциальным уравнениям второго порядка с соответствующими граничными условиями. Точность решения поставленной задачи зависит от уровня разбивки и обеспечивается использованием большого количества конечных элементов [33].

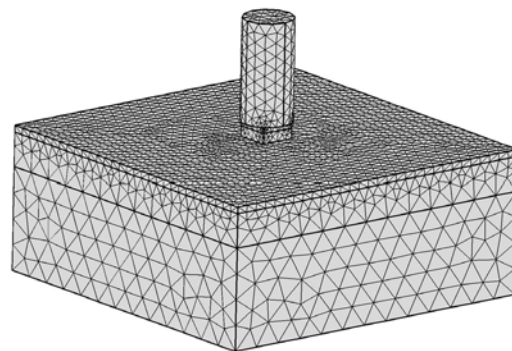


Рис. 2. Сетка метода конечных элементов.

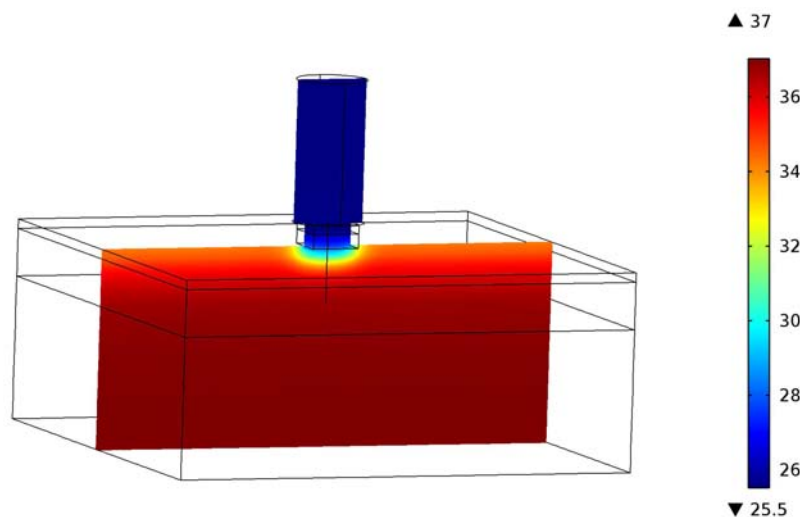


Рис. 3. Распределение температуры в сечении биологической ткани тела человека, на поверхности которой размещен термоэлектрический микрогенератор и радиатор.

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

4. Результаты компьютерного моделирования

На рис. 4, 5 представлена динамика изменения ЭДС и электрической мощности термоэлектрических микрогенераторов (размерами $10 \text{ мм} \times 10 \text{ мм}$, $15 \text{ мм} \times 15 \text{ мм}$,

20 мм × 20 мм), которые используют тепло человека, при температурах окружающей среды $T = (20 \div 36) \text{ }^\circ\text{C}$ с учетом и без учета циркуляции крови в биологической ткани.

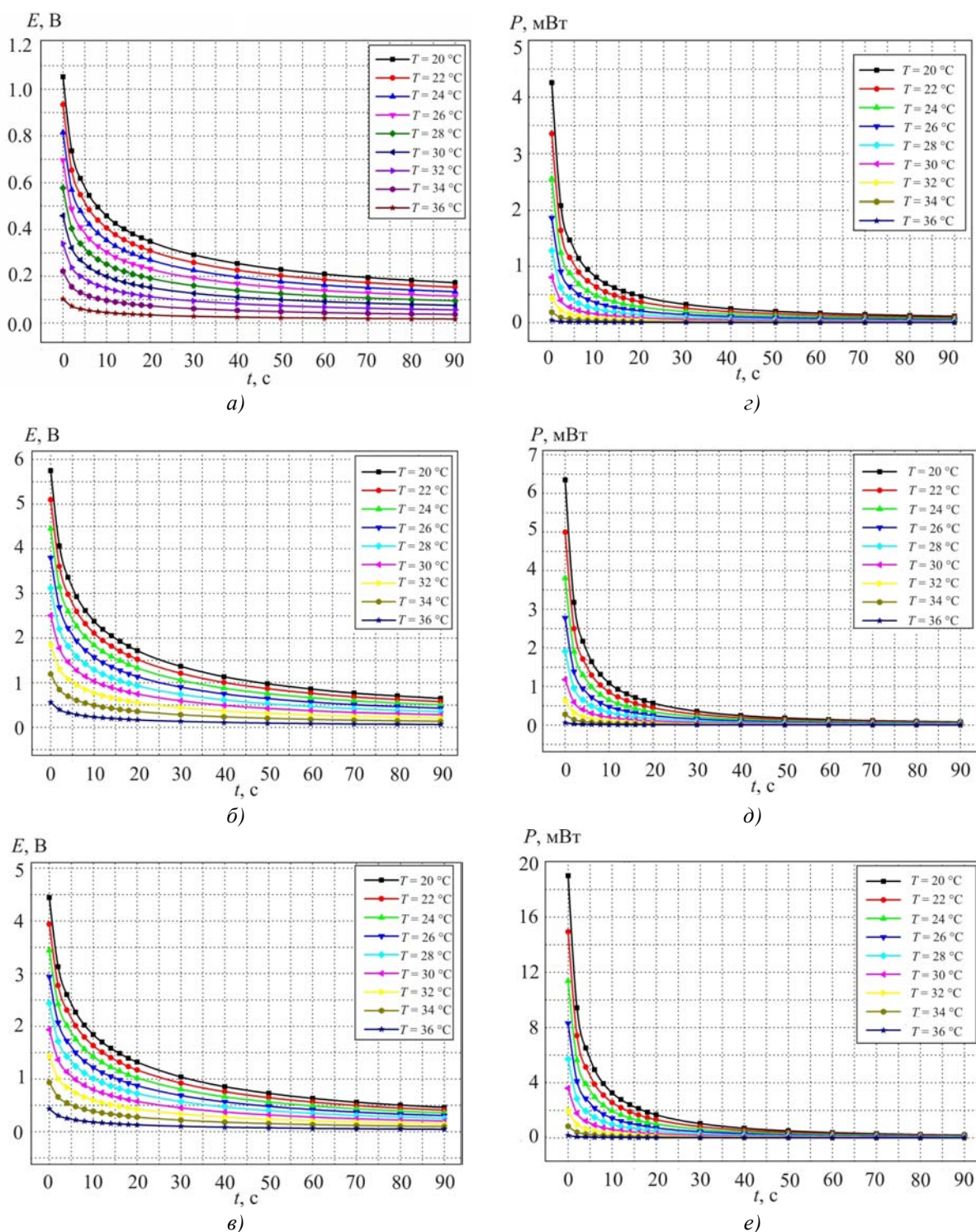


Рис. 4. Динамика изменения ЭДС (а, б, в) и электрической мощности (г, д, е) термоэлектрического микрогенератора без учета циркуляции крови в биологической ткани для микрогенератора размерами а), г) 10 мм × 10 мм; б), д) 15 мм × 15 мм; в), е) 20 мм × 20 мм.

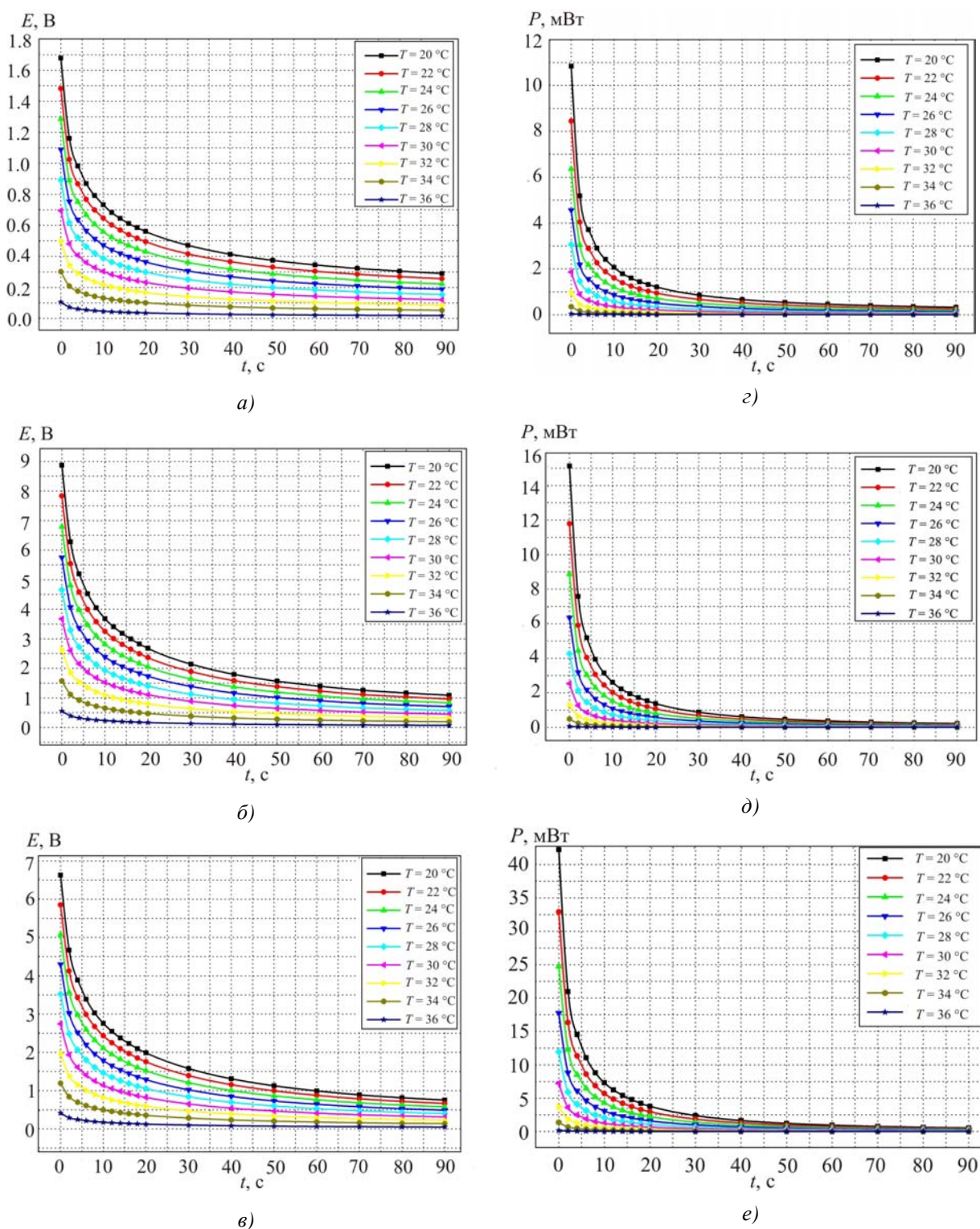


Рис. 5. Динамика изменения ЭДС (а, б, в) и электрической мощности (г, д, е) термоэлектрического микрогенератора с учетом циркуляции крови в биологической ткани для микрогенератора размерами: а), в) 10 мм × 10 мм; б), г) 15 мм × 15 мм; в), д) 20 мм × 20 мм.

Анализируя представленные на рис. 4, 5 результаты, видим, что циркуляция крови в

биологической ткани существенно влияет на энергетические характеристики термоэлектрических микрогенераторов. Так, например, для термогенератора размерами 10 мм × 10 мм ЭДС отличается в 1.6 раза, а электрическая мощность P – в 2.6 раза; для случая 15 мм × 15 мм ЭДС – в 1.55 раза, а электрическая мощность P – в 2.4 раза; а для случая 20 мм × 20 мм ЭДС – в 1.5 раза, а электрическая мощность P – в 2.2 раза. Таким образом, увеличение размеров термоэлектрического микрогенератора приводит к снижению влияния циркуляции крови в биологической ткани на его энергетические характеристики.

5. Экспериментальные исследования

5.1. Методика эксперимента

Для экспериментальных исследований динамических режимов термоэлектрических микрогенераторов были изготовлены их образцы размерами 10 мм × 10 мм, 15 мм × 15 мм, 20 мм × 20 мм и соответствующие им пустотелые медные радиаторы с патрубками для прокачки через них термостатированной жидкости. Характеристики термоэлектрических микрогенераторов приведены в таблице 2. Для термостатирования жидкости использован термоэлектрический термостат, который дает возможность поддерживать заданную температуру жидкости с точностью ± 0.1 °С. Таким образом, термостатованные медные радиаторы имитируют тепловое влияние окружающей среды на термоэлектрический микрогенератор.

В качестве источника тепла использована поверхность кожи человека в области подмышки (типичная зона измерения температуры тела человека).

Таблица 2

Характеристики экспериментальных образцов термоэлектрических микрогенераторов

Характеристики микрогенераторов	Образец 1	Образец 2	Образец 3
Размеры микрогенератора, мм	10 × 10	15 × 15	20 × 20
Количество ветвей, шт.	624	3440	2496
Электрическое сопротивление R , Ом	130	2600	520
Размеры ветвей, мм	0.35 × 0.35 × 3	0.2 × 0.2 × 3	0.35 × 0.35 × 3

С помощью подключенного к компьютеру цифрового мультиметра М3500А проведена регистрация динамики изменения ЭДС термоэлектрических микрогенераторов в течение 90 секунд с момента накладывания их на поверхность кожи. На основе измеренных значений ЭДС E вычислена полная мощность P термоэлектрических микрогенераторов:

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

5.2. Результаты эксперимента

На рис. 6 представлена динамика изменения ЭДС и электрической мощности экспериментальных термоэлектрических микрогенераторов при температурах окружающей среды $T = (24 \div 34)$ °С.

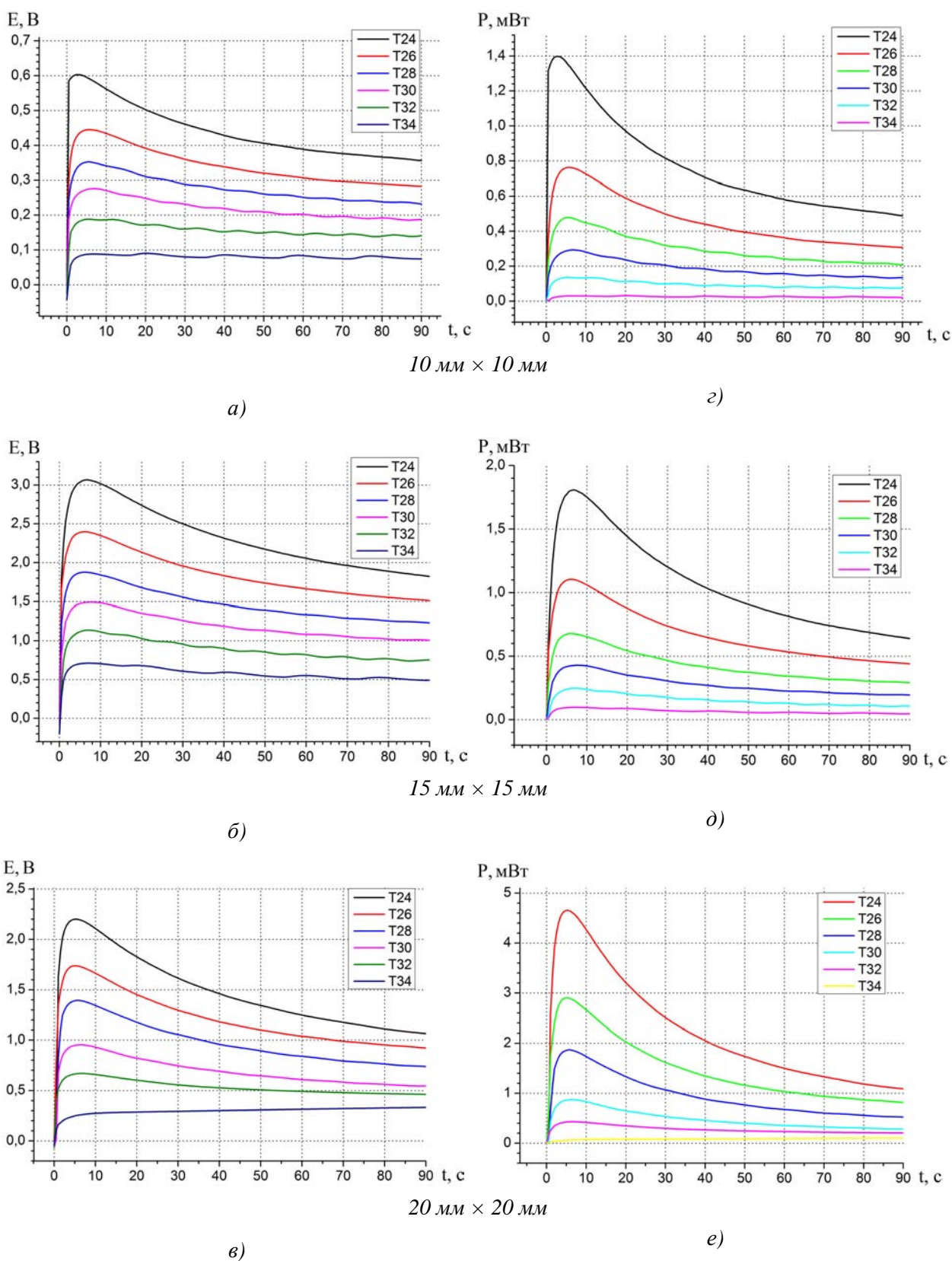


Рис. 6. Динамика изменения ЭДС (а, б, в) и электрической мощности (г, д, е) экспериментальных термоэлектрических микрогенераторов размерами: а), г) 10 мм × 10 мм; б), д) 15 мм × 15 мм; в), е) 20 мм × 20 мм.

В результате анализа рис. 4, 5 выявлен общий для всех расчетных кривых признак, не характерный для динамических режимов работы экспериментальных термоэлектрических микрогенераторов. Он заключается в том, что расчетные значения энергетических характеристик микрогенератора являются максимальными в начальный момент времени, когда устанавливается контакт термоэлектрического генератора с поверхностью кожи. Однако на самом деле понятно, что характеристики микрогенератора, находящегося в изотермических условиях, равны нулю, включая момент контакта с поверхностью кожи, что подтверждается экспериментальными данными (рис. 6). Очевидно, эта особенность обусловлена несовершенством физической модели, а именно отсутствием со стороны контакта термоэлектрического микрогенератора с поверхностью кожи коммутационного слоя, являющегося дополнительной теплоемкостью, что приводит к снижению теплового потока через микрогенератор, а, соответственно, и характеристик микрогенератора. Кроме того, более реальная физическая модель должна еще учитывать переходной термический слой между коммутационными пластинами и кожей, однако здесь им пренебрегли, поскольку он не известен.

Очевидно построенную физическую модель необходимо усовершенствовать путем учета дополнительного элемента – коммутационного слоя (прослойка припоя ПОС-61 в виде пластин, коммутирующих ветви термогенератора) со стороны контакта термоэлектрического микрогенератора с поверхностью кожи.

6. Учет коммутационных пластин и сравнение результатов

В связи с расхождениями экспериментальных данных с результатами компьютерного моделирования физическая модель со стороны контакта термоэлектрического микрогенератора с поверхностью кожи была дополнена сплошной прослойкой припоя ПОС-61, обеспечивающего коммутацию ветвей. После этого были проведены повторные расчеты энергетических характеристик термоэлектрических микрогенераторов, подтвердившие предположение о важности такого слоя. Частный случай такого сравнения приведен на рис. 7 для термоэлектрического микрогенератора размерами 15 мм × 15 мм при температуре окружающей среды $T = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$.

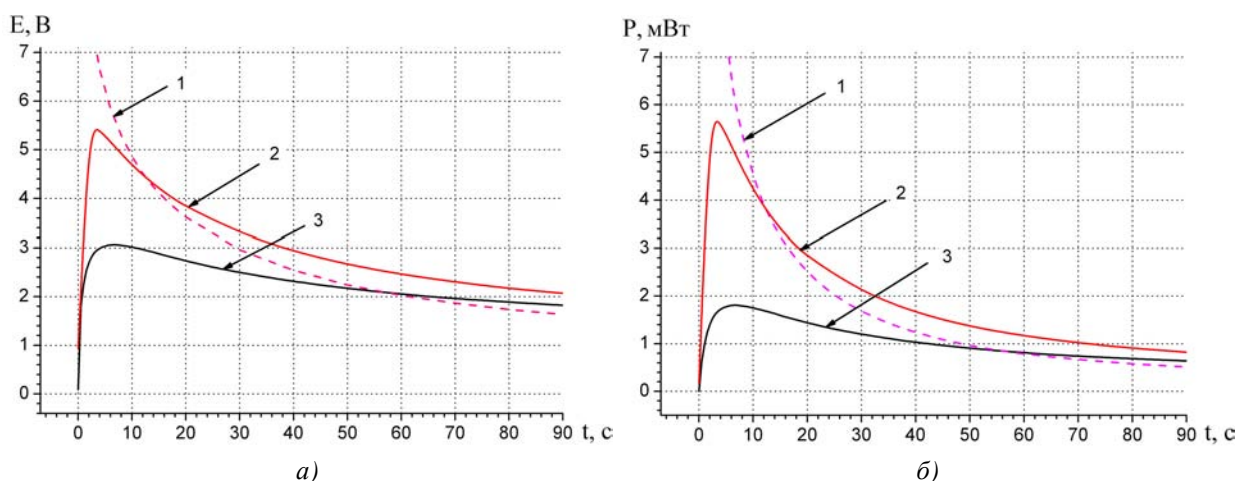


Рис. 7. Сравнение расчетных и экспериментальных результатов зависимости ЭДС (а) и электрической мощности (б) от времени для термоэлектрического микрогенератора размерами 15 × 15 мм с учетом коммутационных пластин. (1 – компьютерное моделирование без учета коммутационного слоя; 2 – компьютерное моделирование с учетом коммутационного слоя; 3 – эксперимент).

Полученное совпадение между экспериментом и компьютерными расчетами без учета в модели переходного термического слоя между поверхностью термогенератора и кожей свидетельствует о том, что влияние этого слоя незначительно.

Как видно из рис. 7, на расчетной кривой наблюдается появление оптимума, максимальное значение которого отличается от экспериментальных данных для ЭДС на 45 %, для электрической мощности – 68 %. Однако в этом случае расхождение расчетных и экспериментальных данных остается неудовлетворительным, что, по-видимому, обусловлено геометрией коммутационных пластин.

7. Учет влияния геометрии коммутационных пластин и сравнение результатов

Как известно, технология коммутирования ветвей предусматривает образование на поверхности термоэлектрических микрогенераторов массива односторонне выпуклых капель припоя с последующим их шлифованием. В конце концов типичная коммутационная пластина приобретает форму, которую довольно точно можно описать рис. 8. На рисунке приведены размеры (в мм) коммутационных пластин, усредненные из измерений экспериментальных образцов термоэлектрических микрогенераторов 1 – 3.

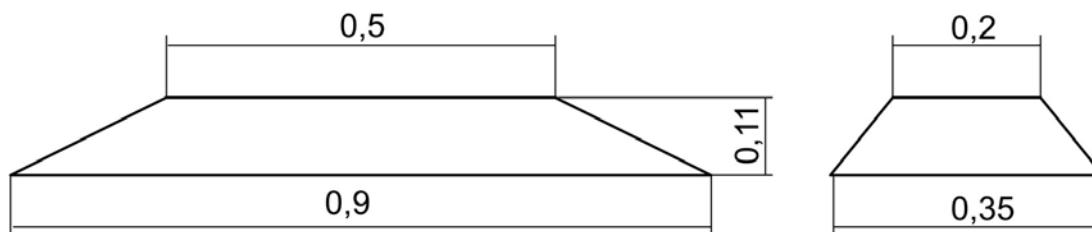


Рис. 8. Геометрия коммутационной пластины термоэлектрического микрогенератора.

Учитывая геометрию коммутационных пластин, путем компьютерного моделирования получены уточненные энергетические характеристики термоэлектрических микрогенераторов, в частности для микрогенератора размерами 15 мм × 15 мм (рис. 9).

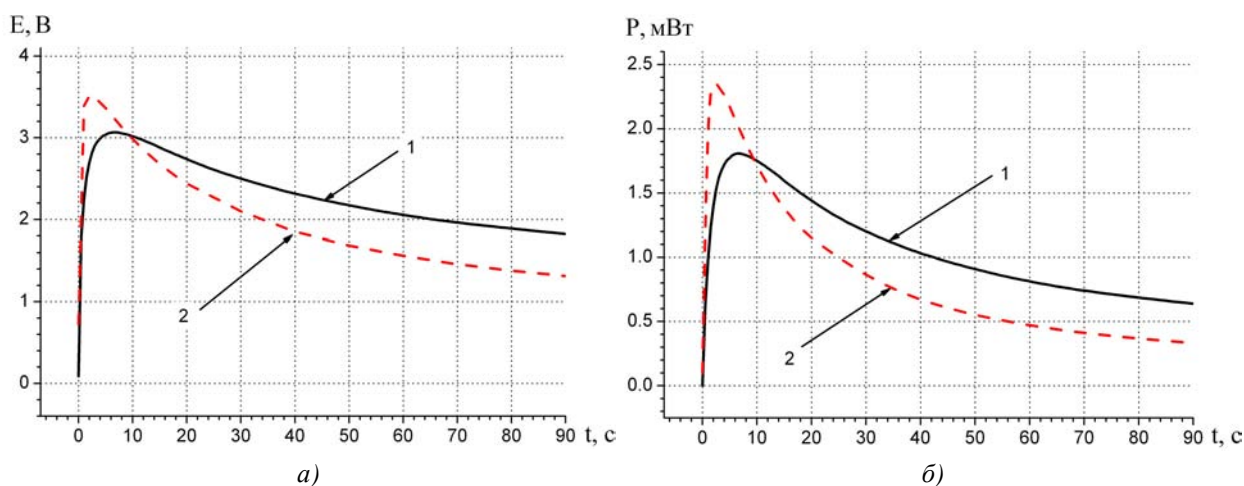


Рис. 9. Сравнение расчетных и экспериментальных результатов зависимости ЭДС (а) и электрической мощности (б) от времени для термоэлектрического микрогенератора размерами 15 мм × 15 мм с учетом геометрии коммутационных пластин. (1 – эксперимент; 2 – компьютерное моделирование с учетом геометрии коммутационного слоя).

Также были проведены исследования влияния толщины коммутационных пластин (20 мкм, 50 мкм, 100 мкм, 200 мкм) на энергетические характеристики термоэлектрических микрогенераторов. В качестве примера на рис. 10 показано влияние толщины коммутационных пластин на ЭДС и мощность термоэлектрического микрогенератора размерами 10 мм × 10 мм при температуре окружающей среды $T = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$.

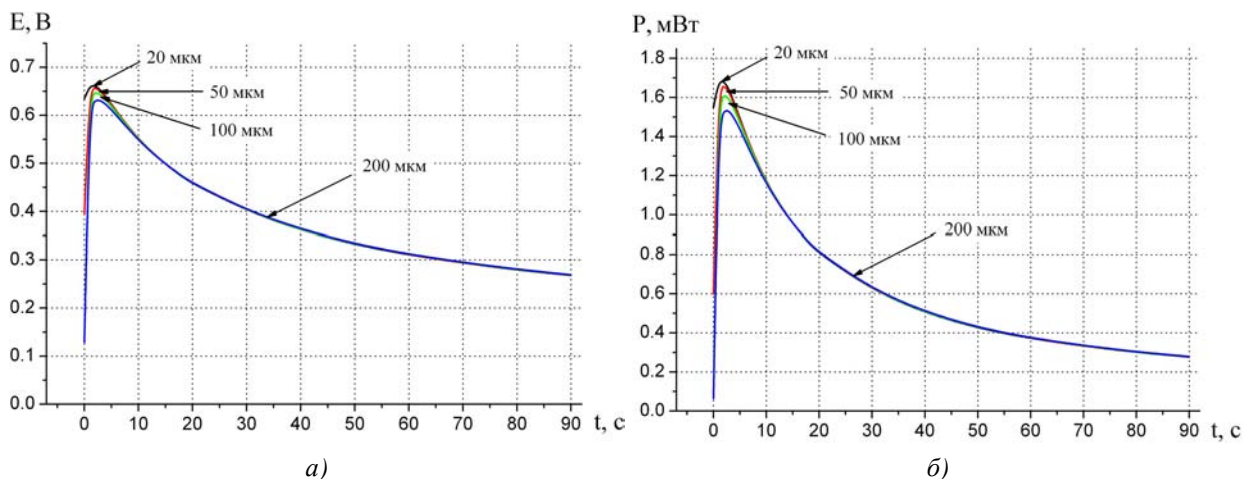


Рис.10. Зависимость ЭДС (а) и электрической мощности (б) от времени для термоэлектрического микрогенератора размерами 10 мм × 10 мм при различных толщинах коммутационных пластин.

Как видно из представленных на рис. 10 графиков, изменение толщины коммутационных пластин в 10 раз приводит к изменению ЭДС и электрической мощности на 5 % и 9 %, соответственно. Таким образом, влияние толщины коммутационного слоя на энергетические характеристики термоэлектрических микрогенераторов является несущественным.

8. Типичная зависимость от времени электрической энергии термоэлектрического микрогенератора в динамическом режиме

Из графика динамики накопления электрической энергии термоэлектрического микрогенератора (рис. 11) видно, что в начале переходного процесса скорость накопления электрической энергии в 2 раза выше, чем через несколько десятков секунд. Поэтому для рационального использования такого термоэлектрического микрогенератора желательно применять специальные интегрированные электронные схемы со стабилизацией электрического напряжения и накоплением энергии.

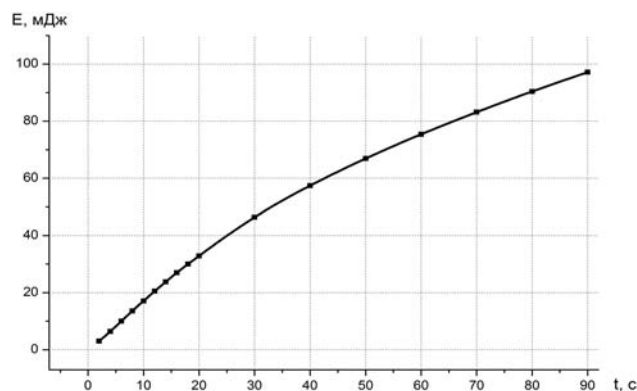


Рис. 11. Динамика накопления электрической энергии термоэлектрического микрогенератора с размерами 10 мм × 10 мм.

9. О влиянии размеров термоэлектрического микрогенератора на его электрическую мощность

Следует отметить, что на работу термоэлектрического микрогенератора, использующего тепло человека, существенно влияют его размеры. Величина электрической мощности не пропорциональна площади такого термогенератора. С увеличением площади его удельная электрическая мощность уменьшается. Это обусловлено снижением влияния циркуляции крови, доставляющей тепло к термогенератору. Поэтому, по-видимому, целесообразнее использовать ряд термоэлектрических микрогенераторов на заданной площади тела человека, нежели один сплошной, поскольку эффективность во втором случае снижается. При этом, организация хорошего теплового контакта осложнена, однако изучение этого фактора может быть предметом отдельного исследования.

Выводы

1. Результаты исследований подтверждают, что при использовании динамических режимов на начальных этапах разогрева термоэлектрического микрогенератора им выделяется больше электрической энергии, чем в стационарных режимах. На примере конкретной модели получено, что при достижении максимума (около 5 секунд) величина электрической мощности больше в 2 раза, чем в стационарном случае, что подтверждает рациональность использования переходного режима в термогенераторах кратковременного действия.
2. В связи с относительно низкой теплопроводностью кожи и тем, что в эксперименте использовались термоэлектрические микрогенераторы, площадь коммутационных пластин которых несколько меньше площади ветвей, величины ЭДС и электрической мощности существенным образом зависят от величины контактирующей поверхности. Поэтому при изготовлении таких микрогенераторов необходимо заботиться о том, чтобы площадь поверхности контакта между кожей и термогенератором в пределах каждой ветви была максимальной.
3. Полученное совпадение между экспериментом и компьютерными расчетами без учета в модели переходного термического слоя между поверхностью термогенератора и кожей свидетельствует о том, что влияние этого слоя несущественно.
4. В термоэлектрических микрогенераторах, которые используют начальный переходной режим в отличие от стационарного, основную роль в теплоотводе играет не теплообмен с окружающей средой, а теплоемкость теплоотвода. Последнее является положительным, поскольку в таких условиях можно использовать не радиаторы, а среды с максимально возможными теплоемкостью и теплопроводностью.

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, *J. 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* 4 (3), 346 – 357 (2010).
7. *Pat. 4106279 USA*, Wrist Watch Incorporating a Thermoelectric Generator /J. Martin and C. Piguët, 1978.
8. *Pat. 6222114 USA*, Portable Wrist Device/Mitamura Gen, 2001.
9. J. Paradiso, T. Starner, Human Generated Power for Mobile Electronics, *Low Power Electronics Design*, CRC Press, Fall 2004.
10. J. Paradiso, Energy Scavenging for Mobile Computing, *Responsive Environments Group. MIT Media Lab*. <http://www.media.mit.edu/resenv>.
11. J. Paradiso, T. Starner, Energy Scavenging for Mobile and Wireless Electronics, *IEEE CS* 5, 18 – 27 (2005).
12. G.J. Snyder, Small Thermoelectric Generators, *The Electrochemical Society Interface*, Fall 2008, p. 54 56.
13. K. Matsuzawa and M. Saka, Seiko Human Powered Quartz Watch. In *M. Rose, editor, Prospector IX: Human-Powered Systems Technologies, pages 359-384, Auburn, AL, November 1997. Space Power Institute, Auburn Univ.*
14. Заявка на полезную модель № u201315451 от 30.12.13. Пульсометр с термоэлектрическим источником питания / Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р. – 2013.
15. Пат. 87400 Украина, МПК Н01L 35/00. Электронный медицинский термометр с термоэлектрическим источником питания / Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р., Романюк С.Б.; Институт термоэлектричества. – № u 2013 08794; заявл. 15.07.13; опубл. 10.02.14, Бюл. № 3.
16. 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.
17. 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.
18. Анатычук Л.И. Термоэлектрический источник питания для электронного медицинского термометра / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский, И.А. Константинович // ТКЭА. – 2014. – № 2.
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, Ruud Vullers 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*, Vol. 39, No. 9, 2010.
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, Vol. 107, Issue 8, August 2009, pp. 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. – 2007. – № 4. – 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. - 28. - 2002. - 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. - V.6. - №4. - 2011. - p. 115-124.
 32. Григорьев В.А. Тепло- и массообмен. Теплотехнический эксперимент: [справочник] / В.А. Григорьев, В.М. Зорин – М.: Энергоиздат, 1982. – 512 с.
 33. COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. - 2010. - 804 p.

Поступила в редакцию 24.06.14.