

УДК 537.32



Кобылянский Р.Р.

Кобылянский Р.Р.^{1,2}

¹Институт термоэлектричества НАН и МОН Украины,
ул. Науки, 1, Черновцы, 58029, Украина;

²Черновицкий национальный университет
им. Юрия Федьковича, ул. Коцюбинского, 2,
Черновцы, 58012, Украина

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОКАЗАНИЙ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО СЕНСОРА МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

В работе приведены результаты компьютерных исследований влияния тепловой медицинской изоляции на показания термоэлектрического сенсора теплового потока. Построены трехмерная физическая, математическая и компьютерная модели биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический сенсор с тепловой изоляцией. Установлено, что наличие медицинской тепловой изоляции на термоэлектрическом сенсоре и биологической ткани может менять показания сенсора до 75 %.

Ключевые слова: термоэлектрический датчик, тепловой поток, тепловая медицинская изоляция, компьютерное моделирование.

This paper presents the results of computer research on the impact of thermal medical insulation on the readings of thermoelectric heat flux sensor. A three-dimensional (3D) physical, mathematical and computer model of biological tissue having on its top a thermoelectric sensor with thermal insulation was constructed. It was established that the presence of medical thermal insulation on thermoelectric sensor and biological tissue can change sensor readings up to 75 %.

Key words: Thermoelectric sensor, heat flow and thermal insulation medical, computer modeling.

Введение

Общая характеристика проблемы. Известно, что своевременная и качественная диагностика является залогом успешного лечения разных заболеваний человека [1 – 5]. Для ее проведения важна информация о тепловыделении человека, поскольку именно плотность теплового потока наиболее адекватно отображает степень выразительности воспалительных процессов организма человека [6, 7]. Поэтому измерение теплового потока тела человека на ранних стадиях важно для диагностики заболеваний. Перспективными для таких измерений являются термоэлектрические сенсоры [8 – 11], имеющие высокую чувствительность, точность, быстроедействие, стабильность параметров в широком интервале рабочих температур, и согласующиеся с современной регистрирующей аппаратурой. Объединение миниатюрности и высокой чувствительности полупроводниковых термоэлектрических сенсоров позволяет получить высокую локальность и точность теплотметрических измерений при медико-биологических исследованиях. Указанные преимущества дают возможность использовать

термоэлектрические сенсоры для локальной диагностики организма человека, выявления на ранних стадиях воспалительных процессов, онкозаболеваний, аномалий кровообращения и анализа состояния организма в экстремальных условиях.

Важным также является контроль тепловыделения на участках тела человека, где имело место операционное вмешательство. При нормальном заживлении ран тепловыделение хоть и увеличенное, однако находится в соответствующих границах. Однако, если заживление сопровождается существенными воспалительными процессами (например, вследствие нарушения стерильности ран), то о таких процессах, в первую очередь, может информировать термоэлектрический сенсор путем регистрации локальных тепловых аномалий. Таким образом, мониторинг тепловыделения организма человека чрезвычайно важно, поскольку может дать информацию как о протекании обострения болезни, так и, наоборот, о процессах реабилитации.

При исследовании тепловыделения человека в послеоперационном периоде важную роль играет наличие тепловой изоляции (например, медицинский бинт) на термоэлектрическом сенсоре, который может существенным образом исказить температурное поле исследуемого участка тела человека и влиять на показания такого сенсора. Влияние таких сенсоров на объект исследования изучался аналитически в работе [12] и для случая живых объектов с помощью компьютерного моделирования для упрощенных физических моделей в работах [13 – 16].

Целью *данной работы* является создание усовершенствованной компьютерной модели и определение влияния медицинской тепловой изоляции на показания термоэлектрического сенсора теплового потока.

Физическая модель биологической ткани с термоэлектрическим сенсором и тепловой медицинской изоляцией

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 четвертого слоя – внутренней ткани 4 и характеризуется теплопроводностью κ_i , удельной теплоемкостью C_i , плотностью ρ_i , скоростью перфузии крови ω_b , плотностью крови ρ_b , теплоемкостью крови C_b и плотностью тепла метаболизма q_{met} (таблица). Соответствующие слои биологической ткани 1 – 4 рассматриваются как объемные источники тепла q_i , где:

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

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

Термоэлектрический сенсор теплового потока 5 представляет собой прямоугольный брусок с геометрическими размерами a_5 , b_5 , l_5 , который состоит из большого количества кристаллов n - и p -типа проводимости на основе термоэлектрического материала $Bi-Te$. Известно [8, 12], что термоЭДС E термоэлектрического градиентного сенсора:

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

определяется значением коэффициента термоЭДС (α), количеством веток термоэлектрического материала (N) и перепадом температуры между верхней и нижней гранями термоэлектрического сенсора теплового потока (ΔT).

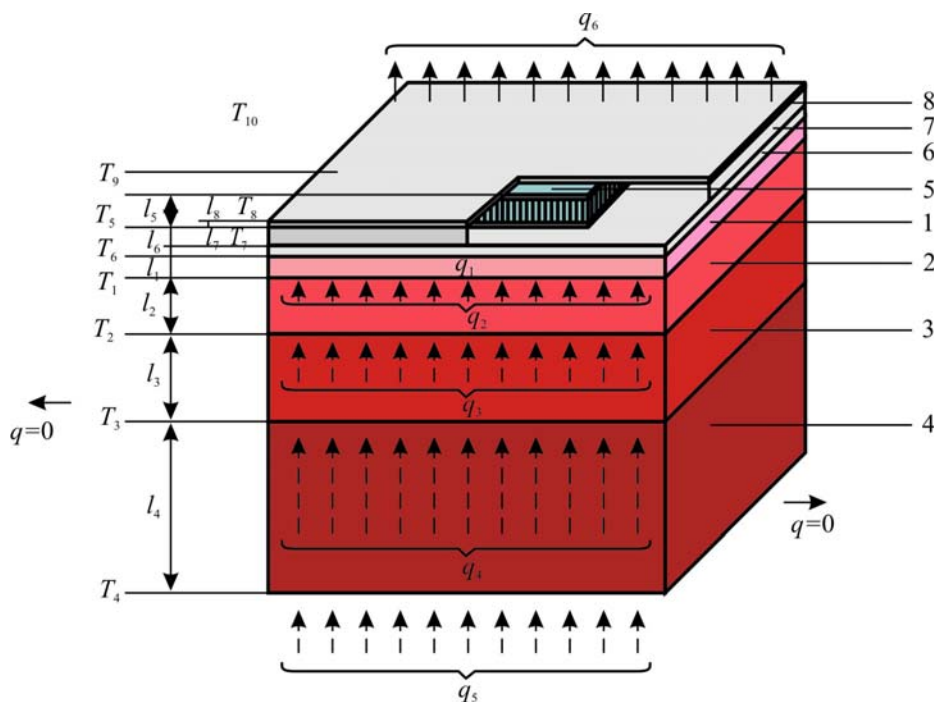


Рис. 1. Физическая модель биологической ткани с термоэлектрическим сенсором и тепловой медицинской изоляцией: 1 – эпидермис, 2 – дермис, 3 – подкожный слой, 4 – внутренняя ткань, 5 – термоэлектрический сенсор теплового потока, 6, 7, 8 – тепловая медицинская изоляция.

Таблица

Теплофизические свойства биологической ткани тела человека [17 – 21]

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
Плотность тепла 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
Температура крови, T_b (К)	310	310	310	310
Плотность крови, ρ_b (кг·м ⁻³)	1060	1060	1060	1060
Теплоемкость крови, C_b (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3770	3770	3770	3770

Поверхностный слой участка кожи (эпидермис 1) с температурой T_6 находится в состоянии теплообмена с тепловой медицинской изоляцией 6 с геометрическими размерами a_6, b_6, l_6 и температурой на поверхности контакта T_5 . На поверхности тепловой изоляции 6 размещен термоэлектрический сенсор теплового потока 5 с геометрическими размерами a_5, b_5, l_5 и температурой на поверхности контакта T_8 . При отсутствии тепловой изоляции 6, 7, 8 теплообмен поверхности кожи с окружающей средой с температурой T_{10} учтен коэффициентом теплообмена α_1 и коэффициентом излучения ε_1 . Теплообмен кожи путем потовыделения не учитывается.

На поверхности и по бокам термоэлектрического сенсора 5 размещена дополнительная тепловая медицинская изоляция 7, 8 с геометрическими размерами a_7, b_7, l_7 и a_8, b_8, l_8 . Свободная поверхность тепловой изоляции 8 с температурой T_9 находится в состоянии теплообмена с окружающей средой с температурой T_{10} , что учтено коэффициентом теплообмена α_2 и коэффициентом излучения ε_2 . Удельный тепловой поток с поверхности тепловой изоляции 8 в окружающую среду составляет q_6 , а удельный тепловой поток внутренних органов человека – q_5 .

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

Математическое описание и компьютерная модель

В общем виде уравнение теплообмена в биологической ткани имеет следующий вид [17–21]:

$$\rho \cdot C \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(\kappa \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_b \cdot (T_b - T) + q_{met}, \quad (3)$$

где ρ – плотность соответствующего слоя биологической ткани, C – удельная теплоемкость слоя биологической ткани, κ – коэффициент теплопроводности биологической ткани, ρ_b – плотность крови, C_b – удельная теплоемкость крови, ω_b – скорость перфузии крови, T_b – температура крови, q_{met} – плотность тепла метаболизма.

Левая часть уравнения (3) представляет собой скорость изменения тепловой энергии, которая содержится 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.

Для решения поставленной в данной работе задачи достаточно рассмотреть трехмерную стационарную модель. Тогда уравнение (3) приобретет вид (4):

$$\kappa \cdot \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_b \cdot (T_b - T) + q_{met} = 0. \quad (4)$$

Стационарное уравнение теплообмена для термоэлектрического сенсора теплового потока с учетом влияния термоэлектрических явлений и температурной зависимости материала будет иметь следующий вид (5):

$$\kappa(T) \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) = -\alpha^2(T) \sigma(T) \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right)^2. \quad (5)$$

Соответствующее стационарное уравнение теплообмена для тепловой медицинской изоляции будет иметь вид (6):

$$\kappa \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) = 0. \quad (6)$$

Стационарную систему уравнений (4 – 6) для соответствующих слоев физической модели (рис. 1) необходимо решать с соответствующими предельными условиями (7 – 8):

$$\begin{cases} q|_{x=0} = 0, \\ q|_{x=a} = 0, \end{cases} \quad \begin{cases} q|_{y=0} = 0, \\ q|_{y=a} = 0, \end{cases} \quad (7)$$

$$\begin{cases} T|_{z=0} = 310.15 \text{ К}, \\ q|_{z=b, c, d} = \alpha \cdot (T_0 - T) + \varepsilon \cdot \sigma \cdot (T_0^4 - T^4), \end{cases} \quad \begin{cases} q|_{x=e, f} = 0, \\ q|_{y=e, f} = 0, \end{cases} \quad (8)$$

где q – плотность теплового потока, T – абсолютная температура, T_0 – температура окружающей среды, α – коэффициент теплообмена, ε – коэффициент излучения, σ – постоянная Больцмана.

С целью определения влияния тепловой медицинской изоляции на показания термоэлектрического сенсора теплового потока была создана трехмерная компьютерная модель биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический сенсор с тепловой изоляцией. Для этого был использован пакет прикладных программ Comsol Multiphysics [22], что дает возможность проводить моделирование теплофизических процессов в биологической ткани с учетом кровообращения и метаболизма.

Расчеты распределений температур и плотности тепловых потоков в биологической ткани и термоэлектрическом сенсоре 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, которое удовлетворяет заданным дифференциальным уравнениям второго порядка с соответствующими граничными условиями. Точность решения поставленной задачи зависит от уровня разбивки и обеспечивается использованием большого количества конечных элементов [22].

Результаты компьютерного моделирования

С помощью компьютерного моделирования были получены распределения температуры и линий плотности теплового потока в биологической ткани тела человека и термоэлектрическом сенсоре теплового потока (рис. 3 – 5), а также построены изотермические поверхности в биологической ткани (рис. 6, 7) с учетом краевых эффектов в трехмерной компьютерной модели.

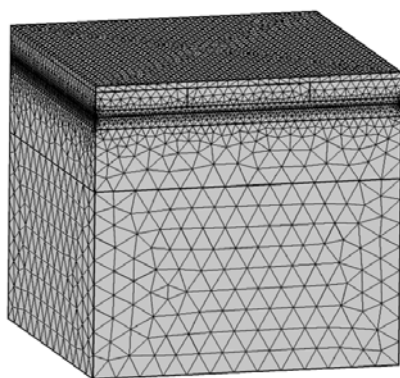


Рис. 2. Сетка метода конечных элементов.

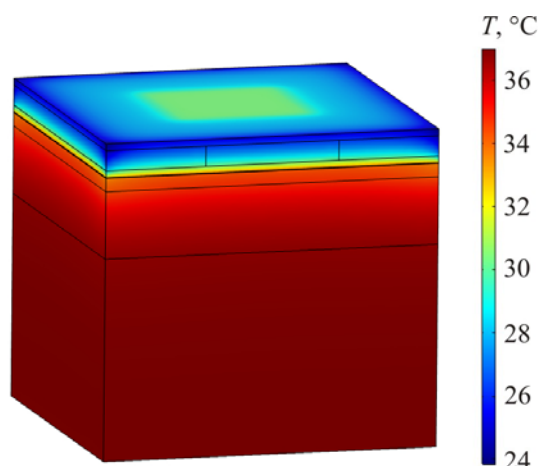


Рис. 3. Распределение температуры в биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический сенсор с тепловой медицинской изоляцией.

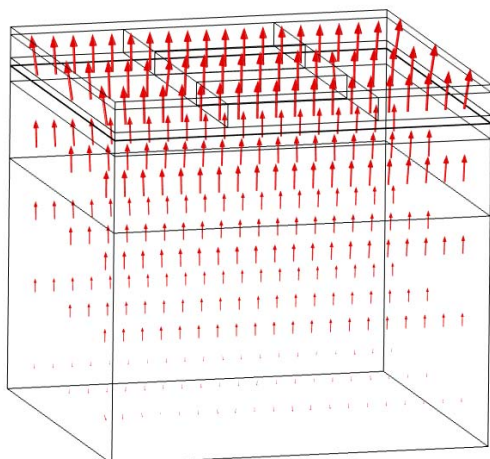


Рис. 4. Распределение линий плотности теплового потока в биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический сенсор с тепловой медицинской изоляцией.

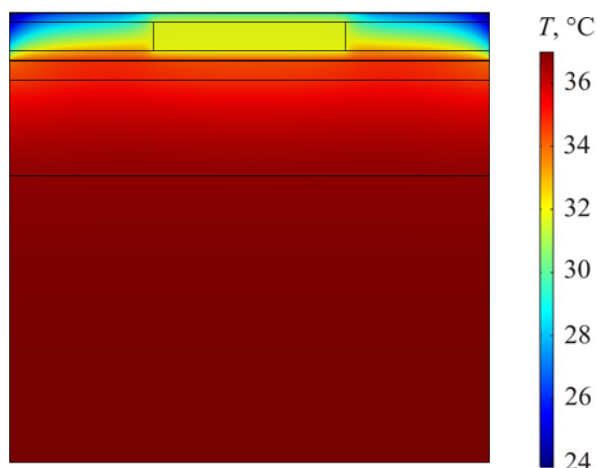


Рис. 5. Распределение температуры в разрезе биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический сенсор с тепловой изоляцией.

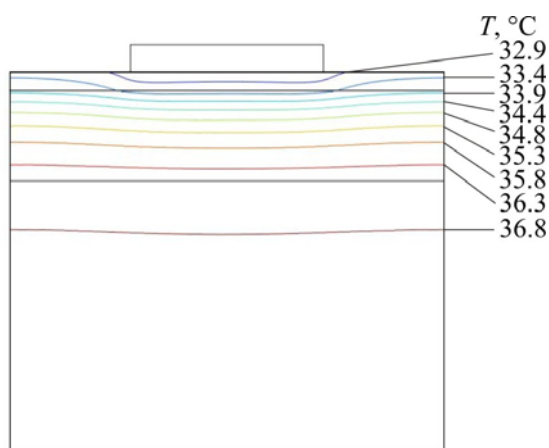


Рис. 6. Изотермические поверхности в биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический сенсор без тепловой медицинской изоляции.

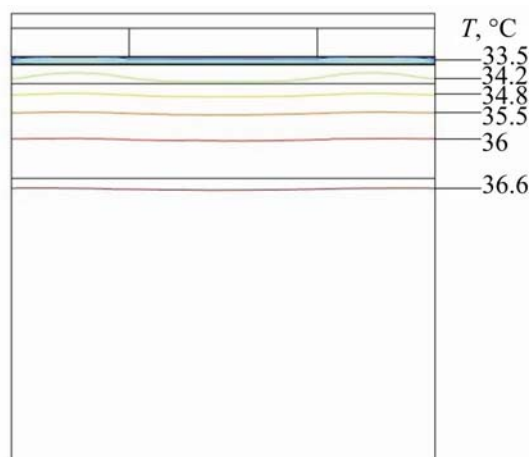


Рис. 7. Изотермические поверхности в биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический сенсор с тепловой медицинской изоляцией.

Для определения перепада температур между гранями термоэлектрического сенсора были выполнены усреднения полученных распределений температуры на верхней и нижней поверхностях сенсора, поскольку такие распределения являются неравномерными. В качестве примера показаны распределения температуры вдоль линии в центре нижней (рис. 8а) и верхней (рис. 8б) поверхностей термоэлектрического сенсора.

На рис. 8в приведено распределение температуры на поверхности биологической ткани, на которой находится термоэлектрический сенсор с тепловой медицинской изоляцией. На рис. 8г соответственно показано распределение температуры на поверхности внешней тепловой изоляции.

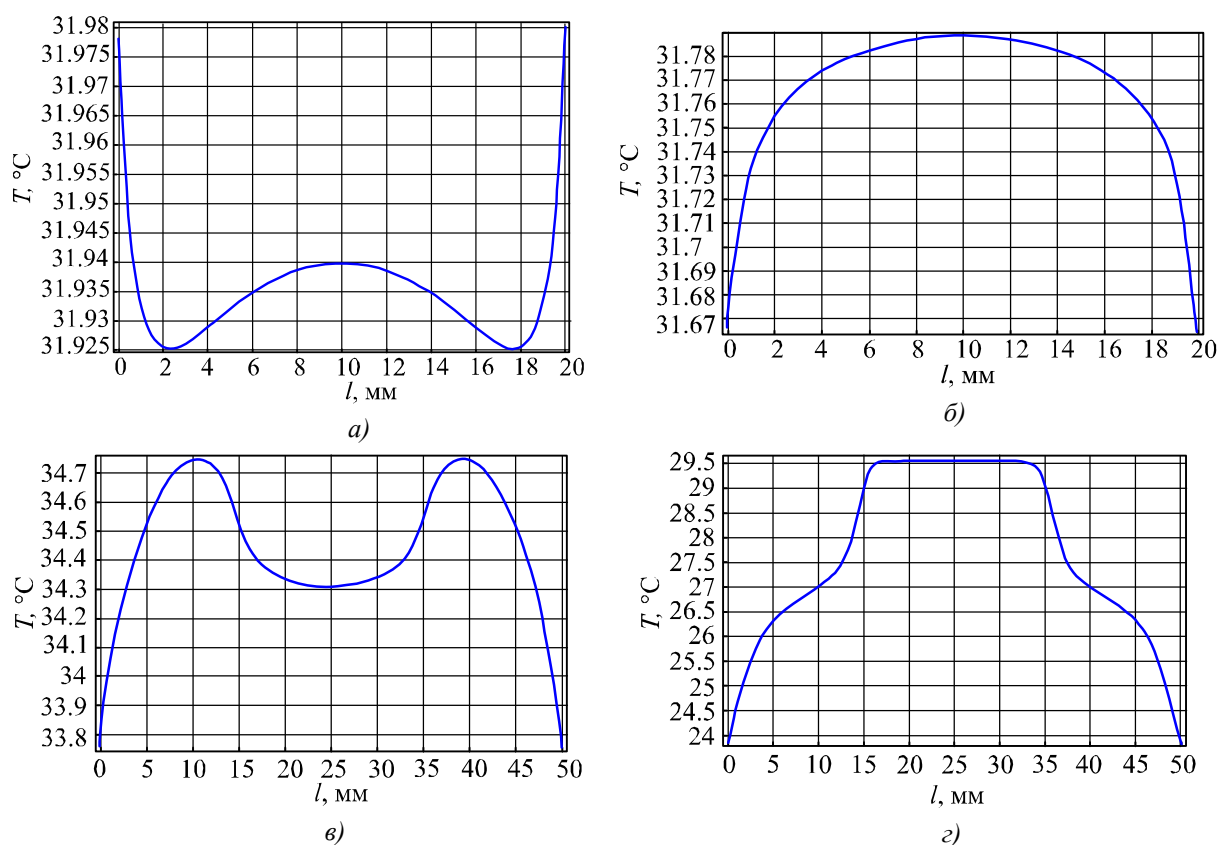


Рис. 8. Распределение температуры термоэлектрического сенсора с тепловой изоляцией, которая выходит за пределы сенсора а) на нижней поверхности, б) на верхней поверхности, в) на поверхности биологической ткани, г) на поверхности тепловой изоляции.

Компьютерным моделированием было определено влияние тепловой медицинской изоляции на показания термоэлектрического сенсора теплового потока. Установлена зависимость перепада температур на термоэлектрическом сенсоре от толщины тепловой медицинской изоляции на сенсоре (внешний слой бинта $L_{внеш}$) при разной толщине тепловой изоляции между биологической тканью и сенсором (внутренний слой бинта $L_{вн}$) для случая, когда внешняя тепловая изоляция не выходит за пределы сенсора (рис. 9).

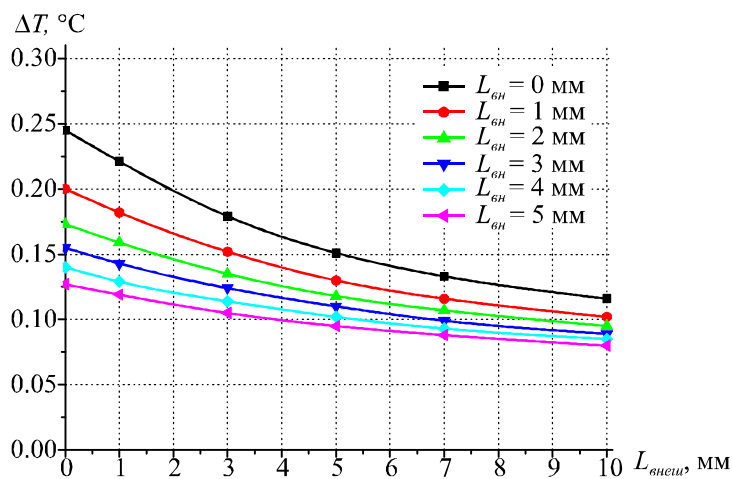


Рис. 9. Зависимость перепада температур на термоэлектрическом сенсоре теплового потока от толщины тепловой медицинской изоляции на сенсоре (внешний слой бинта $L_{внеш}$) при разной толщине тепловой изоляции между биологической тканью и сенсором (внутренний слой бинта $L_{вн}$).

Из рис. 9 видно, что увеличение толщины тепловой изоляции между биологической тканью и термоэлектрическим сенсором теплового потока, а также увеличение толщины внешней изоляции на сенсоре однозначно приводит к уменьшению перепада температур между гранями такого сенсора. Уменьшение показаний термоэлектрического сенсора теплового потока может достигать 75 % по сравнению со случаем отсутствия тепловой медицинской изоляции. Это, в свою очередь, необходимо учитывать при диагностировании послеоперационных воспалительных процессов в организме человека путем создания тождественных условий при повторных измерениях тепловыделения.

Выводы

1. Разработаны компьютерные методы моделирования тепловых и температурных процессов в системе «термоэлектрический сенсор – поверхность тела человека» с учетом теплофизических свойств биологической ткани, кровообращения и процессов метаболизма. Установлено, что предложенные методы существенно эффективнее в сравнении с известными аналитическими способами, основанными на решении приближенных краевых задач.
2. С помощью компьютерного моделирования исследовано влияние тепловой медицинской изоляции на показания термоэлектрического сенсора медицинского назначения. Установлено, что наличие тепловой изоляции на термоэлектрическом сенсоре теплового потока и биологической ткани может менять показания сенсора до 75%. Это обстоятельство необходимо учитывать при измерении тепловых потоков тела человека путем создания тождественных условий при повторных измерениях.

Автор статьи выражает искреннюю благодарность академику НАН Украины Анатychуку Л.И. за постановку актуальной задачи и конструктивное обсуждение результатов работы.

Литература

1. Анатychук Л.И., Иващук А.И., Кобылянский Р.Р., Постевка И.Д., Бодяка В.Ю., Гушул И.Я. Термоэлектрический прибор для измерения температуры и плотности теплового потока "АЛТЕК-10008". *Термоэлектричество*. 2016. № 1. С. 80 – 88.
2. Гищук В.С., Кобылянский Р.Р., Черкез Р.Г. Многоканальный прибор для измерения температуры и плотности тепловых потоков. *Научный вестник Черновицкого университета: сборник науч. работ. Физика. Электроника*. Черновцы: Черновицкий национальный университет. 2014. Т. 3, вып. 1. С. 96 – 100.
3. Кобылянский Р.Р., Бойчук В.В. Использование термоэлектрических тепломеров в медицинской диагностике. *Научный вестник Черновицкого университета: сборник науч. работ. Физика. Электроника*. Черновцы: Черновицкий национальный университет. 2015. Т.4, вып.1. С. 90 – 96.
4. Демчук Б.Н., Кушнерик Л.Я., Рубленик И.М. Термоэлектрические датчики для ортопедии. *Термоэлектричество*. 2002. №4. С. 80 – 85.
5. Ащеулов А.А., Кушнерик Л.Я. Термоэлектрический прибор для медико-биологической экспресс-диагностики. *Технология и конструирование в электронной аппаратуре*. 2004. №4. С. 38 – 39.

6. Ладыка Р.Б., Москаль Д.Н., Дидух В.Д. Полупроводниковые тепломеры в диагностике и лечении заболеваний суставов. *Медицинская техника*. 1992. №6. С. 34 – 35.
7. Ладыка Р.Б., Дакалюк О.Н., Булат Л.П., Мягкота А.П. Применение полупроводниковых тепломеров в диагностике и лечении. *Медицинская техника*. 1996. №6. С. 36 – 37.
8. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. – К.: Наукова думка. 1979. 768 с.
9. Анатычук Л.И., Лозинский Н.Г., Микитюк П.Д., Розвер Ю.Ю. Термоэлектрический полупроводниковый тепломер. *Приборы и техника эксперимента*. 1983. №5. С. 236.
10. Анатычук Л.И., Булат Л.П., Гуцал Д.Д., Мягкота А.П. Термоэлектрический тепломер. *Приборы и техника эксперимента*. 1989. №4. С. 248.
11. Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р., Константинович И.А. Градуировки термоэлектрических датчиков теплового потока. *Труды XV Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии» 26 – 30 мая 2014*. Одесса, Украина. 2014. Т. 2. С. 30 – 31.
12. Геращенко О.А. Основы теплотрии. – К.: Наукова думка. 1971. 192 с.
13. Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р. Исследование влияния термоэлектрического тепломера на определение тепловыделения человека. *Термоэлектричество*. 2012. № 4. С. 64 – 70.
14. Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р. 3D-модель для визначення впливу термоелектричного тепломіра на точність вимірювання тепловиділення людини. *Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка*. Чернівці: Чернівецький національний університет. 2012. Т. 2, вип. 1. С. 15 – 20.
15. Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р. Компьютерное моделирование показаний термоэлектрического тепломера в условиях реальной эксплуатации. *Термоэлектричество*. 2013. № 1. С. 53 – 61.
16. Анатычук Л.И., Гиба Р.Г., Кобылянский Р.Р. О некоторых особенностях применения медицинских тепломеров при исследовании локальных тепловыделений человека. *Термоэлектричество*. 2013. № 2. С. 88 – 94.
17. 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.
18. Cetingul M.P., Herman C. Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*. 2008. P. 1219 – 1222.
19. 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.
20. 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.
21. Daniela Carstea, Ion Carstea, Iulia Maria Carstea. Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*. 6(4) 2011. P. 115 – 124.
22. COMSOL Multiphysics User's Guide. *COMSOLAB*. 2010. 804 p.

Поступила в редакцию 11.08.2016.