

Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р.



Анатычук Л.И.

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



Кобылянский Р.Р.

**КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ
ПОКАЗАНИЙ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО
ТЕПЛОМЕРА В УСЛОВИЯХ
РЕАЛЬНОЙ ЭКСПЛУАТАЦИИ**

В работе приведены результаты компьютерных исследований влияния тепловой изоляции на показания термоэлектрического тепломера в условиях реальной эксплуатации. Построена трехмерная физическая, математическая и компьютерная модели биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический тепломер с тепловой изоляцией. Установлено, что наличие медицинской тепловой изоляции на термоэлектрическом тепломере и биологической ткани может изменять показания тепломера до 35 %.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, термоэлектрический тепломер, медицинская тепловая изоляция.

This paper presents the results of computer investigations of thermal insulation effect on thermoelectric heat meter readings under real-service conditions. Three-dimensional physical, mathematical and computer models of biological tissue having on its surface thermoelectric heat meter with thermal insulation are constructed. It is established that the presence of medical thermal insulation on thermoelectric heat meter and biological tissue can change heat meter readings up to 35 %.

Key words: computer design, thermoelectric heat meter, medical thermal insulation.

Введение

Общая характеристика проблемы. Известно [1, 2], что воспалительные процессы сопровождаются изменением тепловыделения, которое может стать надежным индикатором различных заболеваний. Любые изменения тепловыделения человека могут легко определяться термоэлектрическими тепломерами [3, 4], которые являются эффективным средством локальной диагностики организма человека, обнаружения на ранних стадиях воспалительных процессов, онкозаболеваний, аномалий кровообращения и анализа состояния организма в экстремальных условиях [5-8]. Влияние таких тепломеров на объект исследования изучалось с помощью компьютерного моделирования в работах [9, 10].

Во время исследования тепловыделения человека важную роль играет способ крепления тепломера к поверхности тела человека, пространственная ориентация тепломера, наличие тепловой изоляции на тепломере (медицинский бинт, одежда и т.п.), что может существенным образом исказить температурное поле исследуемого участка тела человека и влиять на показания термоэлектрического тепломера.

Целью данной работы является определение влияния тепловой изоляции на показания термоэлектрического тепломера в условиях реальной эксплуатации.

Физическая модель биологической ткани с термоэлектрическим тепломером и тепловой 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 внутренней ткани 4 и характеризуется теплопроводностью κ_i , удельной теплоемкостью C_i , плотностью ρ_i , скоростью перфузии крови ω_{bi} , плотностью крови ρ_b , теплоемкостью крови C_b , температурой крови человека T_b и удельным тепловыделением q_{met} вследствие процессов метаболизма (таблица 1). Соответствующие слои биологической ткани 1 – 4 рассматриваются как объемные источники тепла q_i , где

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

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 .

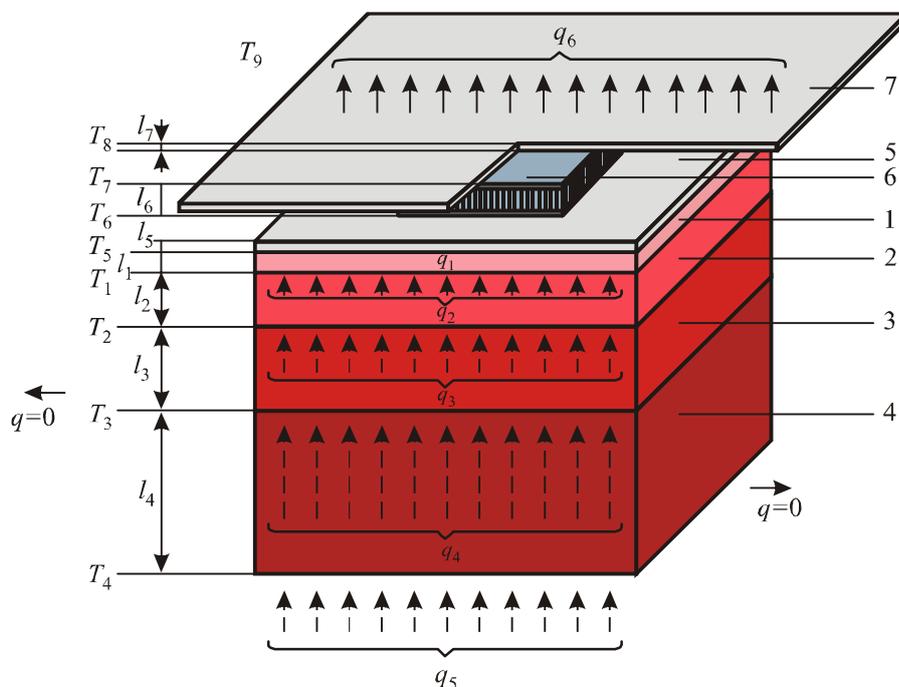


Рис. 1. Физическая модель биологической ткани с термоэлектрическим тепломером и тепловой изоляцией: 1 – эпидермис, 2 – дермис, 3 – подкожный слой, 4 – внутренняя ткань, 5, 7 – тепловая изоляция, 6 – термоэлектрический тепломер.

Термоэлектрический тепломер 6 представляет собой прямоугольный брусок с геометрическими размерами a_6 , b_6 , l_6 , который характеризуется коэффициентом теплопроводности κ . Из теории [3, 4] известно, что термоэлектродвижущая сила (ЭДС) термоэлектрического градиентного тепломера определяется следующим образом:

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

Здесь α – коэффициент термоЭДС, N – количество веток термоэлектрического материала в тепломере, ΔT – перепад температуры между верхней и нижней гранями термоэлектрического тепломера. Как правило, количество веток термоэлектрического материала в тепломере составляет

$N = 1500 - 2500$ шт. Моделирование тепломера с таким количеством элементов является сложной задачей даже для современных персональных компьютеров. Вместе с тем, из формулы (2) видно, что основное влияние на значение ЭДС тепломера осуществляет перепад температур ΔT между гранями тепломера. Поэтому для достижения поставленной в нашей работе цели вполне достаточно заменить термоэлектрический тепломер с большим количеством элементов монолитным однородным образцом с эквивалентной теплопроводностью k . Тогда на основе рассчитанного ΔT можно легко определить значение ЭДС тепломера согласно формуле (2).

Таблица 1

Теплофизические свойства биологической ткани тела человека [11 – 15]

Слои биологической ткани	Эпидермис	Дермис	Подкожный слой	Внутренняя ткань
Толщина, l (мм)	0.08	2	10	30
Удельная теплоемкость ткани, C (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3590	3300	2500	4000
Теплопроводность, k (Вт·м ⁻¹ ·К ⁻¹)	0.24	0.45	0.19	0.5
Плотность, ρ (кг·м ⁻³)	1200	1200	1000	1000
Метаболизм, 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

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

Поверхностный слой участка кожи (эпидермис 1) с температурой T_5 находится в состоянии теплообмена с тепловой изоляцией 5 с геометрическими размерами a_5 , b_5 , l_5 и температурой на поверхности контакта T_6 . На поверхности тепловой изоляции 5 размещен термоэлектрический тепломер 6 с геометрическими размерами a_6 , b_6 , l_6 и температурой на поверхности контакта T_7 . При отсутствии тепловой изоляции 5 теплообмен поверхности кожи с окружающей средой с температурой T_9 учтен коэффициентом теплообмена α_1 . Теплообмен кожи путем потовыделения не учитывается.

На поверхности термоэлектрического тепломера 6 размещена дополнительная тепловая изоляция 7 с геометрическими размерами a_7 , b_7 , l_7 . Свободная поверхность тепловой изоляции 7 с температурой T_8 находится в состоянии теплообмена с окружающей средой с температурой T_9 , что учтено коэффициентом теплообмена α_2 . Удельный тепловой поток с поверхности тепловой изоляции 7 в окружающую среду составляет q_6 , а удельный тепловой поток внутренних органов человека – q_5 .

Математическое описание и компьютерная модель

Общее уравнение теплообмена в биологической ткани имеет следующий вид [11 – 15]:

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

где ρ_i – плотность соответствующего слоя биологической ткани, C_i – удельная теплоемкость слоя биологической ткани, ρ_b – плотность крови, C_b – удельная теплоемкость крови, ω_{bi} – скорость перфузии крови, T_b – температура крови человека, причем $T_b = 310.15$ К, q_{met} – удельное тепловыделение метаболизма.

Слагаемое в левой части 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 нашей работе задачи достаточно рассмотреть трехмерную стационарную модель. Тогда уравнение (3) приобретет вид (4):

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

Стационарное уравнение теплообмена в биологической ткани (4) решалось с соответствующими граничными условиями (5 – 6):

$$\left\{ \begin{array}{l} q_i \Big|_{x=0} = 0, \\ q_i \Big|_{x=a} = 0, \end{array} \right. \left\{ \begin{array}{l} q_i \Big|_{y=0} = 0, \\ q_i \Big|_{y=a} = 0, \end{array} \right. , \quad i = 1 \dots 4. \quad (5)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} T_4 \Big|_{z=0} = 310.15 \text{ К}, \\ q_6 \Big|_{z=b} = \alpha_1 \cdot (T_9 - T_8) + \alpha_2 \cdot (T_9 - T_8). \end{array} \right. \quad (6)$$

Здесь q_i – плотность теплового потока соответствующего слоя биологической ткани, T_4 – абсолютная температура нижней поверхности внутренней ткани 4, T_8 – абсолютная температура поверхности тепловой изоляции 7, T_9 – температура окружающей среды, α_1 – эффективный коэффициент теплообмена поверхности кожи, α_2 – эффективный коэффициент теплообмена тепломера и тепловой изоляции. На границах между слоями биологической ткани соблюдаются условия равенства температур и теплового баланса.

С целью определения влияния тепловой изоляции на показания термоэлектрического тепломера была создана трехмерная компьютерная модель биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический тепломер с тепловой изоляцией. Для этого был использован пакет прикладных программ Comsol Multiphysics [16], который 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 тепломере осуществлялись с помощью метода 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, которое удовлетворяет заданным дифференциальным уравнениям второго порядка с соответствующими

граничными условиями. Точность решения поставленной задачи зависит от уровня разбития и обеспечивается использованием большого количества конечных элементов [16].

Результаты компьютерного моделирования

Расчеты проводились для двух моделей: в первом случае значение эффективного коэффициента теплообмена α_2 были взяты из экспериментальных измерений теплообмена окружающей среды с поверхностью тепломера без ее теплоизоляции, а во втором случае – с учетом медицинской тепловой изоляцией.

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

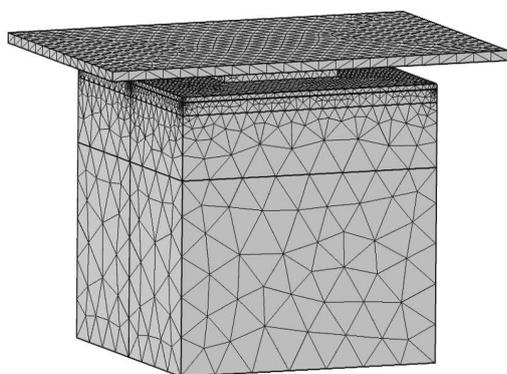


Рис. 2. Сетка метода конечных элементов.

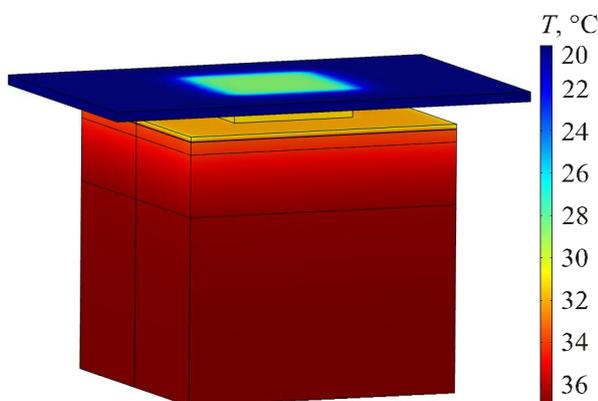


Рис. 3. Распределение температуры в биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический тепломер с тепловой изоляцией.

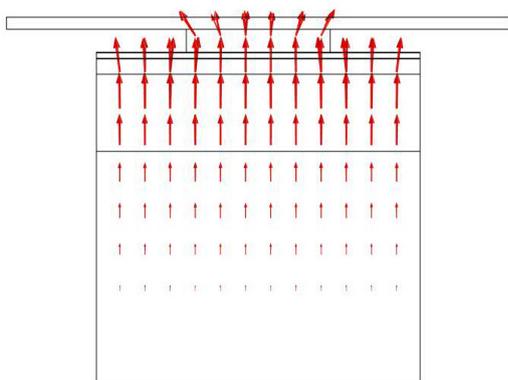


Рис. 4. Распределение линий плотности теплового потока в биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический тепломер с тепловой изоляцией.

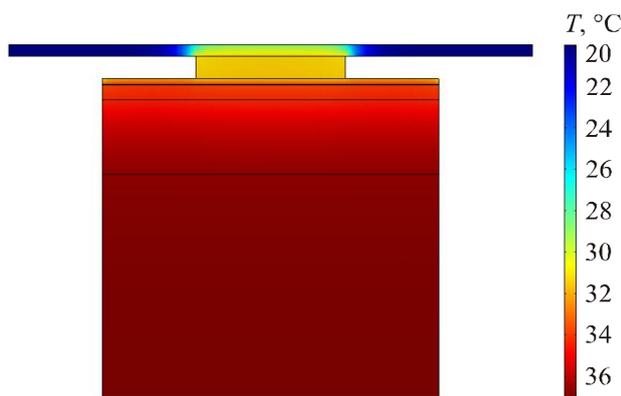


Рис. 5. Распределение температуры в разрезе биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический тепломер с тепловой изоляцией.

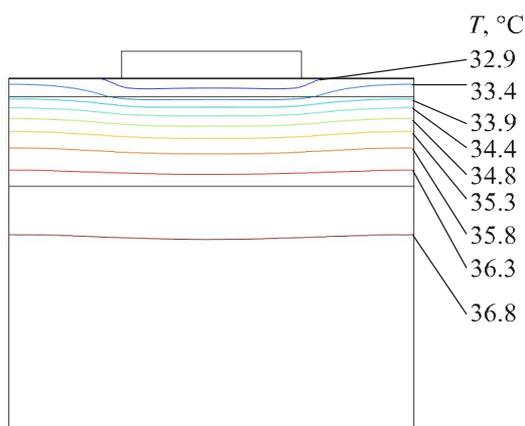


Рис. 6. Изотермические поверхности в биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический тепломер без тепловой изоляции.

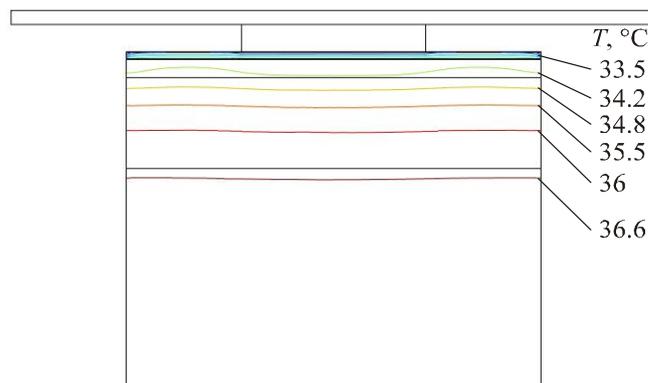


Рис. 7. Изотермические поверхности в биологической ткани, на поверхности которой находится термоэлектрический тепломер с тепловой изоляцией.

Для определения перепада температур между гранями термоэлектрического тепломера были выполнены усреднения полученных распределений температуры на верхней и нижней поверхностях тепломера, поскольку такие распределения являются неравномерными. В качестве примера, показаны распределения температуры вдоль линии в центре нижней (рис. 8) и верхней (рис. 9) поверхностей термоэлектрического тепломера.

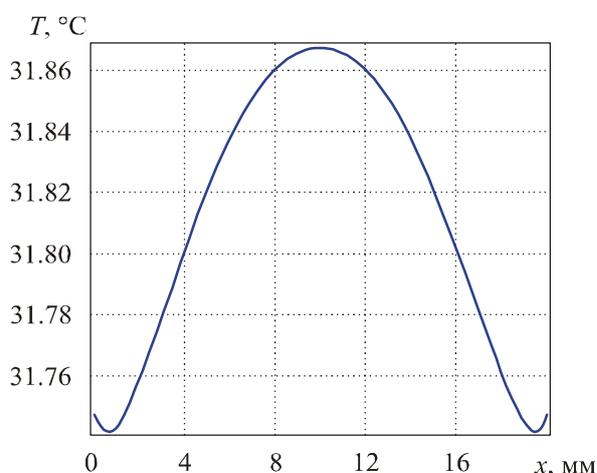


Рис. 8. Распределение температуры на нижней поверхности термоэлектрического тепломера с тепловой изоляцией, которая выходит за пределы тепломера.

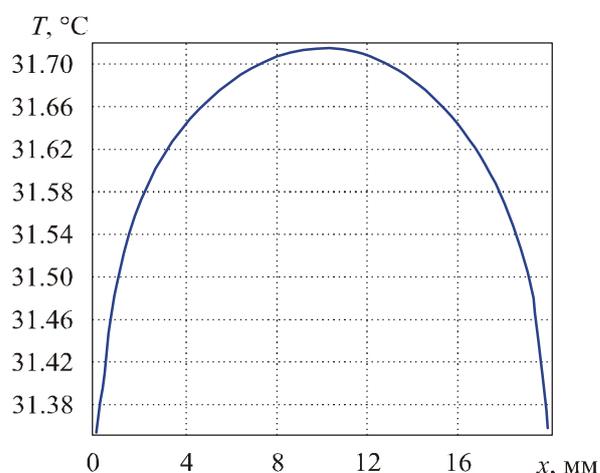


Рис. 9. Распределение температуры на верхней поверхности термоэлектрического тепломера с тепловой изоляцией, которая выходит за пределы тепломера.

На рис. 10 приведено распределение температуры на поверхности биологической ткани, на которой находится термоэлектрический тепломер с тепловой изоляцией. На рис. 11 соответственно показано распределение температуры на поверхности внешней тепловой изоляции.

Компьютерным моделированием было определено влияние тепловой изоляции на показания термоэлектрического тепломера в условиях реальной эксплуатации. Установлена зависимость перепада температур на термоэлектрическом тепломере от толщины тепловой изоляции на тепломере (количества внешних слоев бинта $N_{\text{внеш}}$) при разной толщине тепловой изоляции между

биологической тканью и тепломером (количества внутренних слоев бинта $N_{вн}$) для случая, когда внешняя тепловая изоляция не выходит (рис. 12) и выходит (рис. 13) за пределы тепломера.

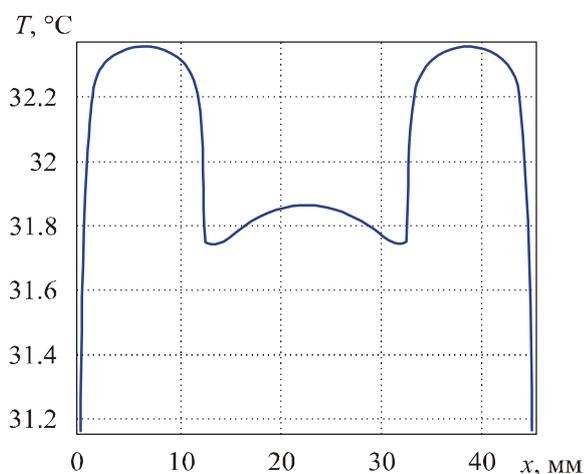


Рис. 10. Распределение температуры на поверхности биологической ткани, на которой находится термоэлектрический тепломер с тепловой изоляцией.

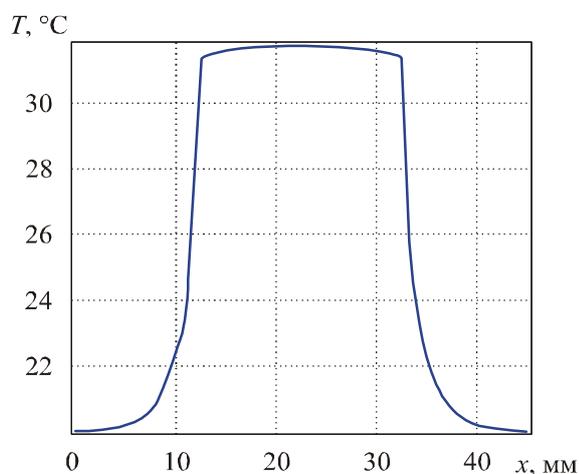


Рис. 11. Распределение температуры на поверхности тепловой изоляции, которая находится на термоэлектрическом тепломере.

Из рис. 12 видно, что увеличение толщины тепловой изоляции между биологической тканью и термоэлектрическим тепломером, а также увеличение толщины внешней изоляции на тепломере однозначно приводит к уменьшению перепада температур между гранями тепломера. Уменьшение показаний термоэлектрического тепломера может достигать 35 % по сравнению со случаем отсутствия тепловой изоляции. Неравномерность размещения кривых на рис. 12, 13 обусловлена отличием коэффициентов теплообмена поверхности кожи и поверхности термоэлектрического тепломера.

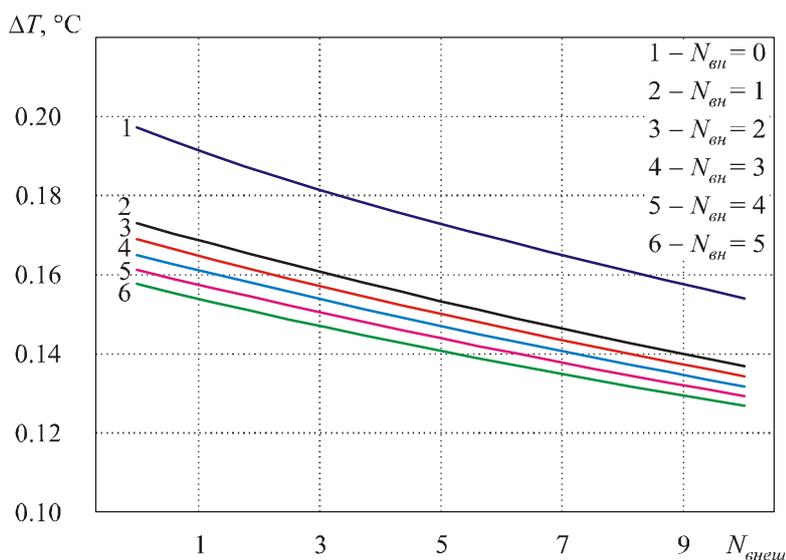


Рис. 12. Зависимость перепада температур на термоэлектрическом тепломере от толщины тепловой изоляции на тепломере (количества внешних слоев бинта $N_{внеш}$) при разной толщине тепловой изоляции между биологической тканью и тепломером (количества внутренних слоев бинта $N_{вн}$) для случая, когда внешняя тепловая изоляция не выходит за пределы верхней грани тепломера.

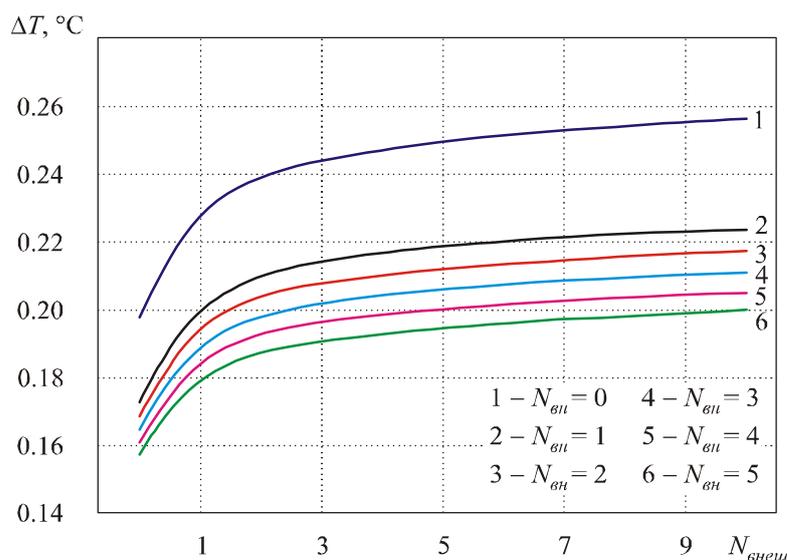


Рис. 13. Зависимость перепада температур на термоэлектрическом тепломере от толщины тепловой изоляции на тепломере (количества внешних слоев бинта $N_{внеш}$) при разной толщине тепловой изоляции между биологической тканью и тепломером (количества внутренних слоев бинта $N_{вн}$) согласно физической модели, когда внешняя тепловая изоляция выходит за пределы тепломера.

Для случая, когда внешняя тепловая изоляция выходит за пределы верхней грани тепломера, ее влияние на перепад температур меняется на противоположное (рис. 13).

Таким образом, увеличение толщины тепловой изоляции на биологической ткани приводит к уменьшению перепада температур между гранями тепломера, однако увеличение при этом толщины изоляции на тепломере – к увеличению соответствующего перепада температур. Это объясняется тем, что тепловая изоляция на термоэлектрическом тепломере выступает в роли своеобразного теплообменника. Из рис. 13 видно, что наличие внешней тепловой изоляции на термоэлектрическом тепломере может увеличивать показания тепломера до 30 % по сравнению со случаем отсутствия такой изоляции.

Также установлено, что наличие тепловой изоляции на биологической ткани и термоэлектрическом тепломере действительно влияет на показания тепломера. Тепловая изоляция не всегда приводит к уменьшению показаний тепломера. В некоторых случаях приводит к их увеличению, поскольку тепловая изоляция выступает в роли своеобразного теплообменника. Это, в свою очередь, необходимо учитывать при измерении тепловых потоков тела человека путем создания тождественных условий при повторных измерениях.

Выводы

1. С помощью компьютерного моделирования исследовано влияние тепловой изоляции на показания термоэлектрического тепломера в условиях реальной эксплуатации. Установлено, что наличие тепловой изоляции на термоэлектрическом тепломере не всегда приводит к уменьшению его показаний, а в некоторых случаях приводит к их увеличению, поскольку тепловая изоляция выступает в роли своеобразного теплообменника.
2. Установлено, что наличие медицинской тепловой изоляции на термоэлектрическом тепломере и биологической ткани может менять показания тепломера до 35 %. Это

обстоятельство необходимо учитывать при измерении тепловых потоков тела человека путем создания тождественных условий при повторных измерениях.

Литература

1. Ладыка Р.Б. Полупроводниковые тепломеры в диагностике и лечении заболеваний суставов / Р.Б. Ладыка, Д.Н. Москаль, В.Д. Дидух // Медицинская техника. – 1992. – № 6. – С. 34 – 35.
2. Применение полупроводниковых тепломеров в диагностике и лечении / Р.Б. Ладыка, О.Н. Дакалюк, Л.П. Булат [и др.] // Медицинская техника. – 1996. – № 6. – С. 36 – 37.
3. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. / Л.И. Анатычук – К.: Наукова думка, 1979. – 766 с.
4. Геращенко О.А. Основы теплотрии / О.А. Геращенко – К.: Наукова думка, 1971. – 192 с.
5. Термоэлектрический полупроводниковый тепломер / Л.И. Анатычук, Н.Г. Лозинский, П.Д. Микитюк [и др.] // Приборы и техника эксперимента. – 1983. – №5. – с. 236.
6. Термоэлектрический тепломер / Л.И. Анатычук, Л.П. Булат, Д.Д. Гуцал [и др.] // Приборы и техника эксперимента. – 1989. – №4. – С. 248.
7. Демчук Б.Н. Термоэлектрические датчики для ортопедии / Б.Н. Демчук, Л.Я. Кушнерик, И.М. Рубленик // Термоэлектричество. – 2002. – № 4. – С. 80 – 85.
8. Ащеулов А.А. Термоэлектрический прибор для медико-биологической экспресс-диагностики / А.А. Ащеулов, Л.Я. Кушнерик // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – №4. – 2004. – С. 38 – 39.
9. Анатычук Л.И. Исследование влияния термоэлектрического тепломера на определение тепловыделения человека / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. – 2012. – №4. – С. 64 – 70.
10. Анатичук Л.І. 3D-модель для визначення впливу термоелектричного тепломера на точність вимірювання тепловиділення людини / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобылянський // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – 2012. – Т. 2, Вип. 1. – С. 15 – 20.
11. 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).
12. M.P. Cetingul, C.Herman, Identification of Skin Lesions from the Transient Thermal Response Using Infrared Imaging Technique, *IEEE*, 1219-1222 (2008).
13. M. Ciesielski, B. Mochnacki 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).
14. 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*, 2010, p. 53-59.
15. 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).
16. COMSOL Multiphysics User's Guide, COMSOLAB, 2010, p.804.

Поступила в редакцию 23.01.2013.