

## ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЕ МАТЕРИАЛЫ И ПРИБОРЫ

УДК 681.382

*Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазамова М.А., Магоматов Р.А.-М.*

### МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ЛОКАЛЬНОГО ТЕПЛООВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЗОНУ ПРЕДПЛЕЧЬЯ ЧЕЛОВЕКА

*Ismailov T.A., Evdulov O.V., Hazamova M.A., Magomadov R.A.-M.*

### MODELING OF THERMOELECTRIC SYSTEM FOR LOCAL THERMAL EFFECTS ON HUMAN FOREARM ZONE

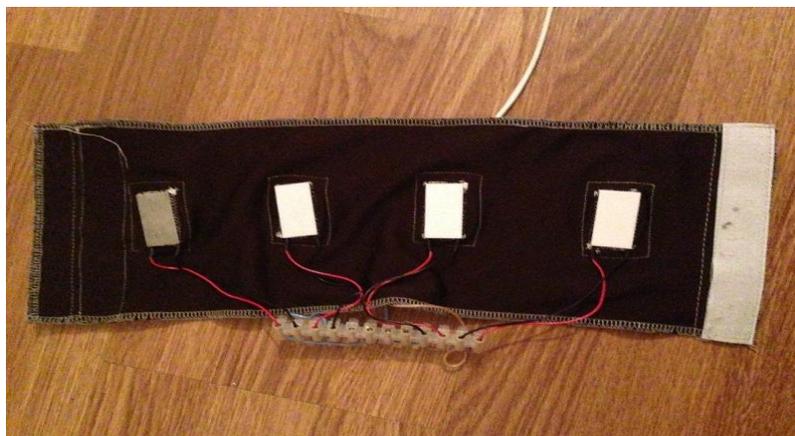
*В работе рассмотрена модель термоэлектрической системы для теплового воздействия на предплечье человека. Модель реализована на базе численного решения системы дифференциальных уравнений теплопроводности для тел сложной конфигурации. Приведены двумерные и одномерные графики изменения температуры в различных зонах объекта воздействия.*

**Ключевые слова:** *предплечье, физиотерапия, тепловое воздействие, температурное поле, тепловая модель, математическая модель.*

*In this paper we consider a model of the thermoelectric system for the thermal effect on the human forearm. The model is implemented on the basis of numerical solution of differential equations of heat conduction for bodies of complex configuration. Two-dimensional and one-dimensional graphs of the temperature change in different zones of the object of exposure are given.*

**Key words:** *forearm, physiotherapy, thermal effects, temperature field, thermal mode, mathematical model.*

Локальное и общее тепловое воздействие применяется при различных физиологических процедурах, связанных с тренировкой тканей, профилактикой ряда заболеваний и постоперационной реабилитацией. К техническим способам реализации данных методов лечения можно отнести горячие и холодные ванны, ванны постепенно повышаемой температуры (ванны по Гауффе), контрастные ванны, частичные ванны (ручные) и т.д., а также использование различных сред, таких как парафин, озокерит и др., приводимых в контакт с биологическим объектом [1].

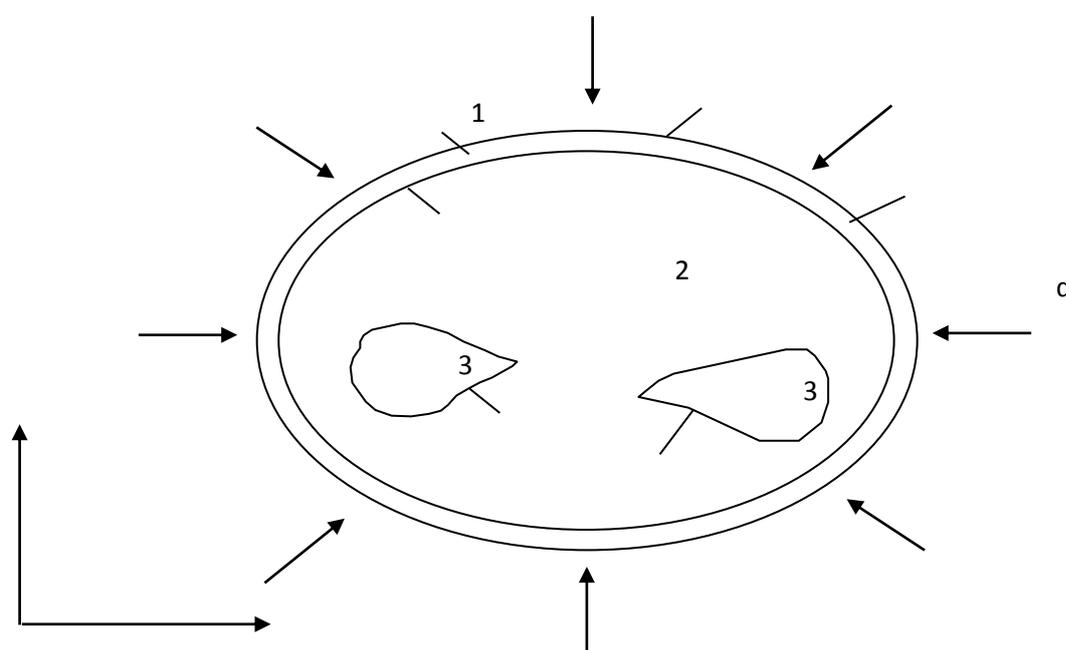


**Рисунок 1** - Внешний вид макета ТЭС для теплового воздействия на предплечье человека

Недостатками описанных выше методов физиотерапевтических процедур являются их низкая эффективность и дискомфортность, сложность и неудобство в реализации, недостаточная точность дозировки теплового воздействия.

Рассмотренный физиотерапевтический метод может быть реализован с использованием термоэлектрических преобразователей энергии [2], имеющих целый ряд преимуществ, таких, как малые габаритные размеры, высокая надежность, универсальность, экологичность. Приборы, выполненные на их основе, реализующие тепловое воздействие на отдельные зоны человеческого организма, в большой мере будут лишены перечисленных выше недостатков известных методов.

В настоящей работе рассмотрена модель термоэлектрической системы (ТЭС) для теплового воздействия на отдельную зону руки человека – предплечье. Макет прибора приведен на рис. 1. Устройство реализовано в виде конструкции, содержащей гибкое эластичное основание со встроенными в него термоэлектрическими модулями, на спаях которых размещаются гибкие металлические тепловыравнивающие пластины.



**Рисунок 2** - Тепловая модель для расчета ТЭС, реализующей терапевтические процедуры на уровне предплечья

Тепловая модель ТЭС, реализующей физиотерапевтические процедуры на уровне предплечья, приведена на рис.2. В соответствии со спецификой функционирования ТЭС, осуществляющей тепловое воздействие таким образом, что перпендикулярно к поверхности руки, тепловая модель зоны воздействия, на основе которой осуществляется расчет системы, имеет вид, показанный на рис.2. Здесь следует выделить участки: 1 – кожный покров, 2 – мышечную ткань и 3 – костную ткань, отличающиеся теплофизическими параметрами и уровнем внутренних тепловыделений.

Обозначим область, ограниченную кожным покровом  $D_1$ , мышечной тканью  $D_2$ , костной тканью  $D_3$ ,  $D'_3$ , поверхность кожного покрова, контактирующую с ТЭС  $S_{1-1}$ , с мышечной тканью  $S_{1-2}$ , поверхность мышечной ткани, контактирующую с костной тканью  $S_{2-3}$ ,  $S'_{2-3}$ . Тогда описание теплофизических процессов, протекающих в руке человека при тепловом воздействии ТЭС, в обобщенном математическом виде может быть представлено следующим образом:

$$a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} + \frac{Q_{вн1}}{c_1 \rho_1} = \frac{\partial T_1}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D_1;$$

$$a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{Q_{вн2}}{c_2 \rho_2} = \frac{\partial T_2}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D_2;$$

$$a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} + \frac{Q_{вн3}}{c_3 \rho_3} = \frac{\partial T_3}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D_3;$$

$$a_3 \frac{\partial^2 T'_3}{\partial x^2} + a_3 \frac{\partial^2 T'_3}{\partial y^2} + \frac{Q_{вн3}}{c_3 \rho_3} = \frac{\partial T'_3}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D'_3;$$

$$T_1, T_2, T_3, T'_3 = 309,6 \text{ K при } \tau = 0;$$

$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_1} = \alpha(T_1 - T_{ТЭБ})$  при  $x, y \in S_{1-1}$  - в случае неидеального контакта кожного покрова и рабочей поверхности ТЭС;

$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_1} = q_{ТЭБ}$  при  $x, y \in S_{1-1}$  - в случае идеального контакта кожного покрова и рабочей поверхности ТЭС;

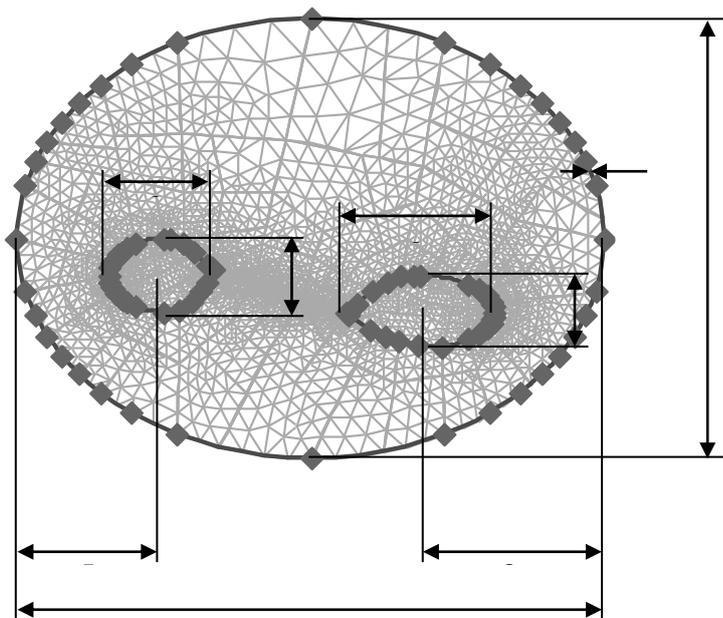
поверхности ТЭС;

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_1} = \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n_2} \text{ при } x, y \in S_{1-2};$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n_2} = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n_3} \text{ при } x, y \in S_{2-3};$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n_2} = \lambda_3 \frac{\partial T'_3}{\partial n'_3} \text{ при } x, y \in S'_{2-3};$$

где  $T_1, T_2, T_3, T'_3$  – температуры кожного покрова, мышечной и костной ткани;  $a_1, a_2, a_3$  – коэффициенты температуропроводности кожного покрова, мышечной и костной ткани;  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  – коэффициенты теплопроводности кожного покрова, мышечной и костной ткани;  $c_1, c_2, c_3$  – удельная теплоемкость кожного покрова, мышечной и костной ткани;  $\rho_1, \rho_2, \rho_3$  – плотность кожного покрова, мышечной и костной ткани;  $Q_{вн1}, Q_{вн2}, Q_{вн3}$  – удельное количество теплоты, выделяемое в кожном покрове, мышечной и костной ткани;  $\alpha$  – коэффициент теплообмена между кожным покровом и рабочей поверхностью ТЭС;  $T_{ТЭБ}$  – температура рабочей поверхности ТЭБ;  $q_{ТЭБ}$  – плотность теплового потока на рабочей поверхности ТЭБ;  $n_1, n_2, n_3, n'_3$  – нормали к поверхностям  $S_{1-1}, S_{1-2}, S_{2-3}, S'_{2-3}$  соответственно;  $n_i = (xh_i + yz_i)$ ;  $h, z$  – единичные вектора;  $i=1 \dots 4$ .



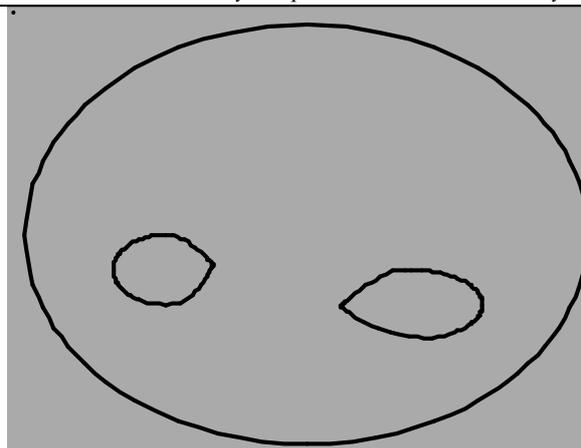
**Рисунок 2** - Модель сечения предплечья, принятая при расчете, с конечноэлементной сеткой и основными размерами

Решение системы дифференциальных уравнений с соответствующими начальными и граничными условиями даст

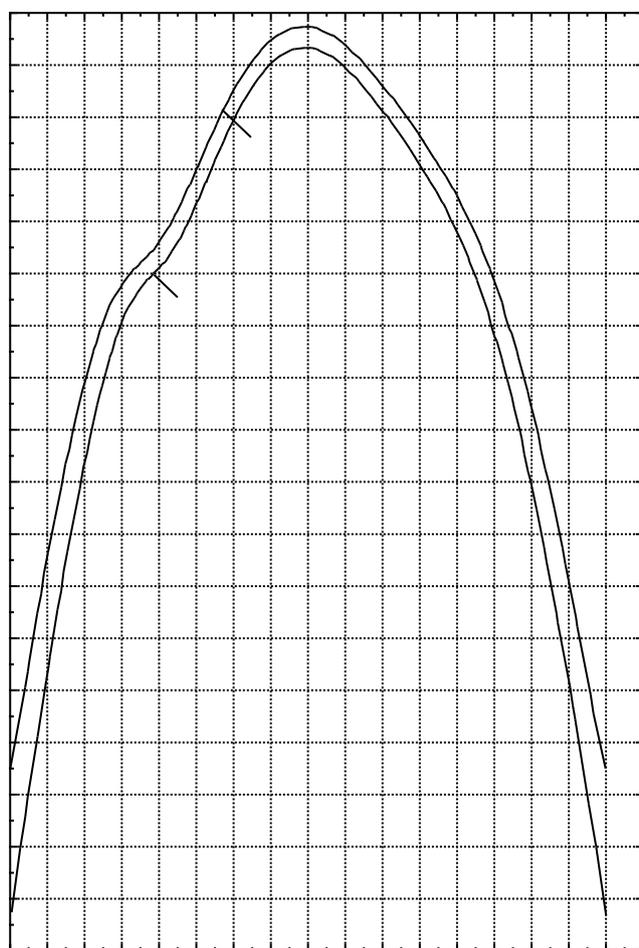
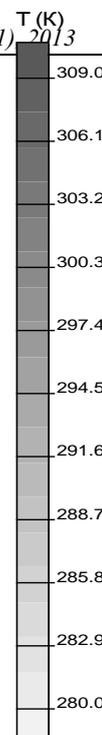
возможность определить изменение температуры в различных точках биологического объекта – предплечья человека, а также отследить ее изменение в зависимости от величины теплового потока от ТЭС (холодопроизводительности и теплопроизводительности термоэлектрической батареи) и внешних условий.

**Численный**

эксперимент с использованием метода конечных элементов [3] проводился в соответствии с



**Рисунок 3 -** Двумерное температурное поле сечения предплечья в стационарном режиме при охлаждающем воздействии для  $q_{ТЭБ} = 2500 \text{ Вт/м}^2$

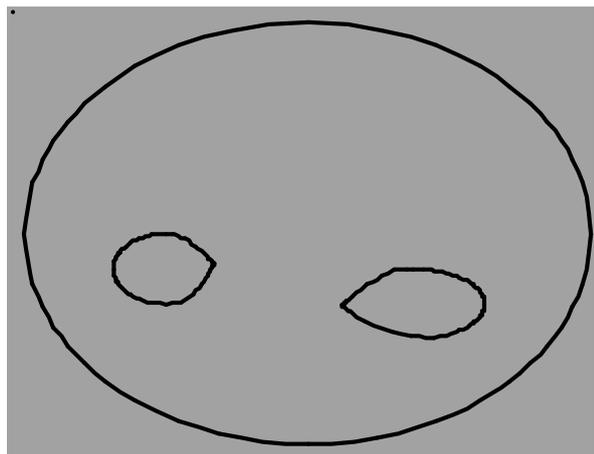


**Рисунок 4 -** Распределение температуры вдоль поперечной оси предплечья при охлаждающем воздействии для различных значений  $q_{ТЭБ}$   
1 -  $q_{ТЭБ} = 2500 \text{ Вт/м}^2$ , 2 -  $q_{ТЭБ} = 2250 \text{ Вт/м}^2$

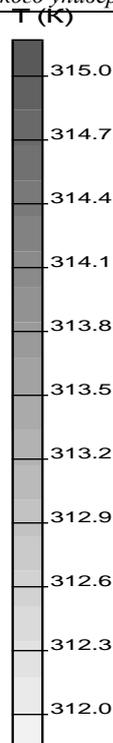
требуемыми режимами проведения физиотерапевтических процедур: диапазон достигаемых температур биологического объекта – от 277 до 317 К, продолжительность воздействия – от 10 до 30 мин., возможность чередования охлаждения и нагрева соответствующей зоны биологического объекта.

За исходные принимались следующие данные:  $\lambda_1 = 0,407 \text{ Вт/(м·К)}$ ,  $\lambda_2 = 0,439 \text{ Вт/(м·К)}$ ,  $\lambda_3 = 0,34 \text{ Вт/(м·К)}$ ;  $\rho_1 = 1036 \text{ кг/м}^3$ ,  $\rho_2 = 1050 \text{ кг/м}^3$ ,  $\rho_3 = 1036 \text{ кг/м}^3$ ;  $c_1 = 3458 \text{ Дж/(кг·К)}$ ,  $c_2 = 4020 \text{ Дж/(кг·К)}$ ,  $c_3 = 3127 \text{ Дж/(кг·К)}$ ;  $Q_{вн1}=0$ ,  $Q_{вн2}=30 \text{ Дж/(кг·с)}$ ,  $Q_{вн3}=0$ . Основные геометрические размеры зоны воздействия показаны на рис.2. Данные приведены в миллиметрах.

На рис.3 изображено двумерное температурное поле сечения средней зоны предплечья при величине теплового потока на боковой поверхности биологического объекта, равного  $2500 \text{ Вт/м}^2$ . На рис.4 показан соответствующий одномерный график распределения температуры вдоль поперечной оси сечения предплечья при величинах  $q_{ТЭБ} = 2500 \text{ Вт/м}^2$  и  $2250 \text{ Вт/м}^2$ . Согласно полученным данным температура биологического объекта с увеличением

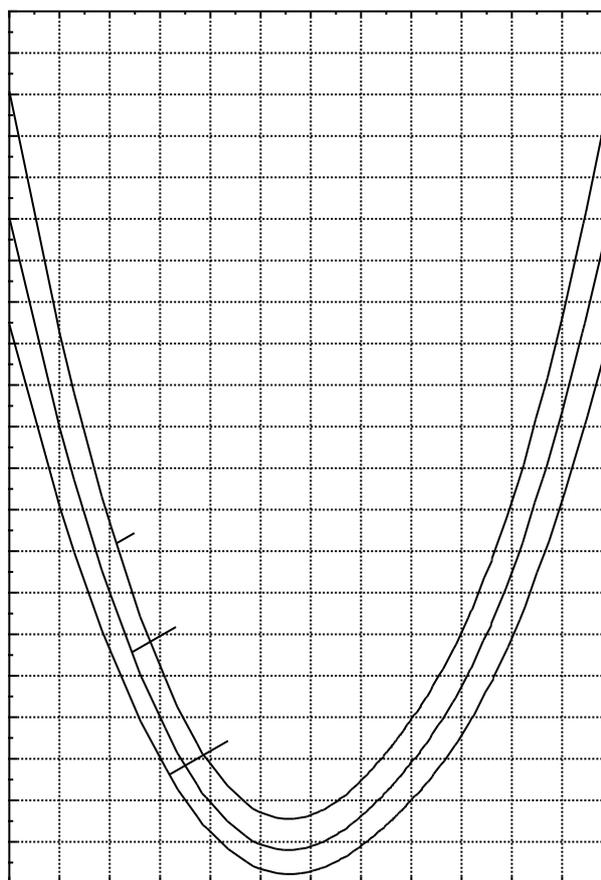


**Рисунок 5** - Двумерное температурное поле сечения предплечья в стационарном режиме при нагревающем воздействии для  $q_{ТЭБ} = 700 \text{ Вт/м}^2$



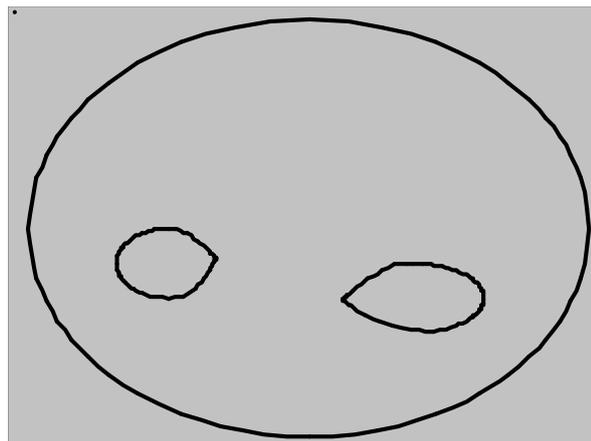
$q_{ТЭБ}$  уменьшается. При этом максимальное снижение температуры наблюдается на слое кожного покрова при  $q_{ТЭБ} = 2500 \text{ Вт/м}^2$ , составляя 280 К. Соответственно температура в центре биологического объекта изменяется слабо, примерно на 0,5 К, что связано с наличием внутренних тепловыделений в объекте теплового воздействия, а также его незначительной теплопроводностью и относительно большой теплоемкостью. На рис.5 изображено двумерное температурное поле для сечения предплечья, при величине теплового потока на боковой поверхности биологического

объекта, равного  $700 \text{ Вт/м}^2$ . Соответствующий одномерный график приведен на рис.6. Представленные зависимости в основном подобны приведенным для случая работы ТЭС в режиме охлаждения. Отличие состоит в росте температуры объекта воздействия с увеличением значения  $q_{ТЭБ}$ , а также меньшими значениями требуемой мощности ТЭБ для поддержания температурного режима биологического объекта, соответствующего проведению физиотерапевтических процедур. При рассмотренных условиях максимальное увеличение температуры кожного покрова средней трети плеча и предплечья получено при  $q_{ТЭБ} = 700 \text{ Вт/м}^2$ , составляя 315 К. На рис.7 приведено двумерное стационарное температурное поле сечения предплечья для случая, соответствующего контрастному тепловому воздействию, когда на правую поверхность биологического объекта направлен тепловой поток  $q_{ТЭБ.о} = -3500 \text{ Вт/м}^2$ , а на левую -  $q_{ТЭБ.н} = 1000 \text{ Вт/м}^2$ . В соответствии с

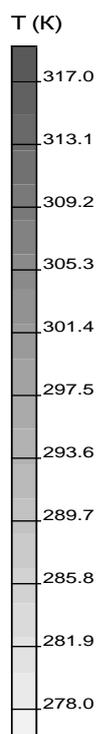


**Рисунок 6** - Распределение температуры вдоль продольной оси предплечья при нагревающем воздействии для различных значений  $q_{ТЭБ}$

1 -  $q_{ТЭБ} = 700 \text{ Вт/м}^2$ , 2 -  $q_{ТЭБ} = 650 \text{ Вт/м}^2$ , 3 - 30



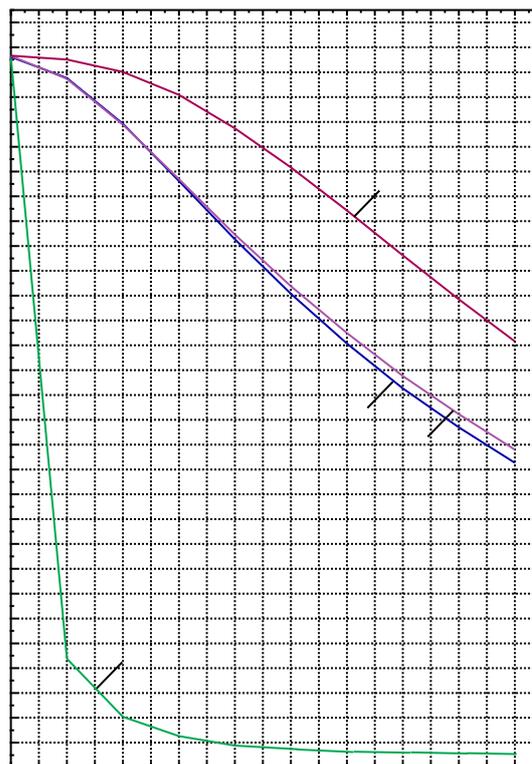
**Рисунок 7** - Двумерное температурное поле сечения предплечья в стационарном режиме при контрастном тепловом воздействии для  $q_{ТЭБ.о} = 3500 \text{ Вт/м}^2$ ,  $q_{ТЭБ.н} = 1000$



результатами расчетов наличие на противоположных боковых поверхностях разнознаковых тепловых потоков существенно изменяет тепловое поле объекта по отношению к случаю, когда по боковой поверхности распределен тепловой поток, имеющий один и тот же знак. Значение температуры убывает от боковой поверхности, соответствующей тепловому потоку  $q_{ТЭБ.н}$  к поверхности, на которую оказывает влияние тепловой поток  $q_{ТЭБ.о}$ . При этом в соответствии с численными значениями изменение  $q_{ТЭБ.о}$  от величины  $3500 \text{ Вт/м}^2$  до  $2500 \text{ Вт/м}^2$  при неизменном значении  $q_{ТЭБ.н} = 1000 \text{ Вт/м}^2$  увеличивает температуру вдоль поперечной оси примерно на 4 К.

Таким образом, при проведении контрастных тепловых процедур, в условиях, соответствующих данным зависимостям, для достижения требуемой температуры кожного покрова, являющегося непосредственно объектом физиотерапевтического воздействия, требуется учет взаимного влияния величин  $q_{ТЭБ.н}$  и  $q_{ТЭБ.о}$ . Подбор значений  $q_{ТЭБ.н}$  и  $q_{ТЭБ.о}$  с соответствующим анализом температурного поля объекта по предложенной модели даст возможность оптимизировать энергетические характеристики исследуемой ТЭС.

Для анализа динамических характеристик ТЭС исследовано изменение температуры различных точек биологического объекта при охлаждающем и нагревающим воздействии ТЭС. На рис.8-9 рассмотрено изменение температуры во времени различных точек предплечья при охлаждении и нагреве для  $q_{ТЭБ} = -2500 \text{ Вт/м}^2$ ,  $q_{ТЭБ} = 800 \text{ Вт/м}^2$  соответственно. Изучено изменение во времени кожного покрова, мышечной и костной ткани биологического объекта. Согласно результатам расчета длительность выхода ТЭС в стационарный режим работы лежит в относительно небольших пределах. Для случая, соответствующего рис.8-9, время, необходимое для стабилизации температуры



**Рисунок 8** - Изменение температуры различных точек сечения предплечья во времени при охлаждающем воздействии для  $q_{ТЭБ} = 2500 \text{ Вт/м}^2$   
 1 - кожный покров, 2- костная ткань (лучевая кость), 3 - костная ткань (локтевая кость), 4 - мышечная ткань

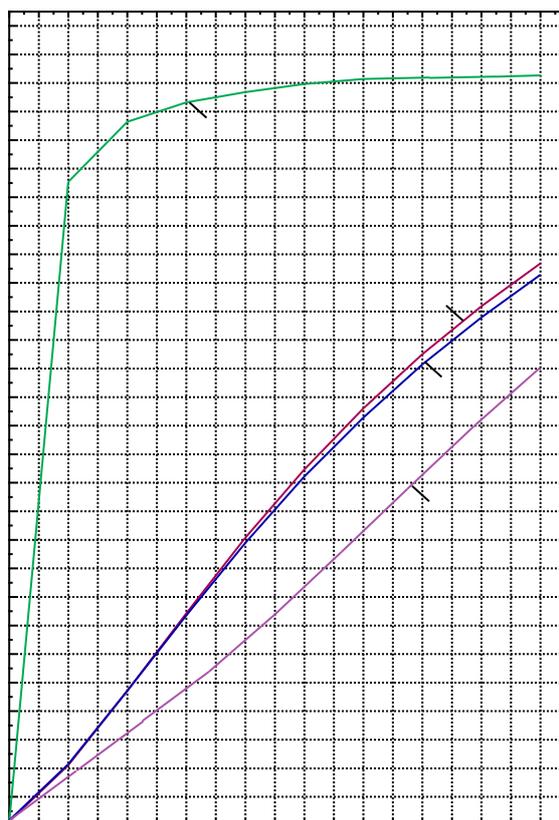
биологического объекта, составляет примерно 1200 с (20 мин.). Указанное обстоятельство следует учитывать при проведении физиотерапевтических процедур. Целесообразным будет являться включение прибора до проведения теплового воздействия с целью вывода его на рабочий режим.

На основе анализа полученных значений теплового потока на боковой поверхности биологического объекта, эквивалентных величине холодо- и теплопроизводительности ТЭБ, производится расчет последней. Искомыми величинами в данном случае являются геометрические размеры термоэлементов (ТЭ), входящих в состав ТЭБ, величина питающего электрического тока, потребляемая электрическая энергия. В большинстве случаев в качестве ТЭБ в ТЭС могут быть использованы термоэлектрические модули (ТЭМ) стандартного типа, подбор которых может быть произведен с использованием специальных пакетов прикладных программ.

Для исследуемого варианта ТЭС могут быть использованы стандартные ТЭМ типа ТВ-127-1.0-1.5 в количестве четырех шт., производимые ИПФ Криотерм (г. Санкт-Петербург), в полной мере реализующие требуемые режимы проведения терапевтических процедур. Для их подбора использован пакет прикладных программ Thermoelectric system calculation [4]. Там же приведены рабочие характеристики данного типа ТЭМ.

#### Библиографический список

1. Комарова Л.А. Руководство по физическим методам лечения. / Л.А. Комарова, Л.А. Благовидова. – Л.: Медицина, 1983.
2. Патент РФ на изобретение №2299711 Термоэлектрическое полупроводниковое устройство для локального температурного воздействия на руку человека // Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Аминов Г.И., Хазамова М.А., опубл. 27.11.2007, Бюл. №15.
3. Румянцев А.В. Метод конечных элементов в задачах теплопроводности. Калининград: КГУ, 1995
4. <http://www.kryotherm.ru>.



**Рисунок 9 - Изменение температуры различных точек сечения предплечья во времени при нагревающем воздействии для  $q_{ТЭБ} = 800 \text{ Вт/м}^2$**   
 1 - кожный покров, 2- костная ткань (лучевая кость), 3 - костная ткань