

Хазамова М.А., Юсуфов Ш.А.



Хазамова М.А.

ФГБОУ ВПО «Дагестанский государственный
технический университет», Россия, г. Махачкала,
пр. имама Шамиля, д.70, 367015



Юсуфов Ш.А.

**ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ СИСТЕМА
КОНТРАСТНОГО ТЕПЛООВОГО
ВОЗДЕЙСТВИЯ НА РЕФЛЕКСОГЕННЫЕ
ЗОНЫ СТОПЫ ЧЕЛОВЕКА**

В работе рассмотрена термоэлектрическая система для контрастного теплового воздействия на рефлексогенные зоны человеческого организма, в частности для локального воздействия на нижнюю поверхность стопы человека. Представлены результаты ее математического моделирования и натурных испытаний опытного образца. Приведены экспериментальные графики изменения температуры в различных точках системы.

Ключевые слова: рефлексогенная зона, термоэлектрическая система, термоэлектрическая батарея, тепловое воздействие, температурное поле, математическая модель, опытный образец, эксперимент.

The paper deals with a thermoelectric system for contrast thermal effect on the reflexogenic zones of human organism, in particular, for local effect on the lower surface of human foot. The results of its mathematical simulation and prototype full-scale test are presented. Experimental plots of temperature variation at different system points are given.

Key words: reflexogenic zone, thermoelectric system, thermopile, thermal effect, temperature field, mathematical model, prototype, experiment.

Введение

В настоящее время в медицинской практике все большее распространение получают методики, основанные на использовании различного рода физических факторов (тепло, электромагнитное излучение, низкопотенциальное электрическое воздействие и др.). Преимущество данных методик в медицинской реабилитации, лечении и оздоровлении перед фармакотерапией состоит в том, что они стимулируют собственные силы организма, то есть процессы саногенеза и фактически не имеют противопоказаний и не приводят к каким-либо значительным осложнениям при применении.

К методам, использующим физические факторы также можно отнести локальное тепловое воздействие на биологические ткани, которое обладает определенными особенностями. Уникальные терапевтические свойства тепла и холода находят физиологическое и иммунологическое обоснование при воздействии, как на организм в целом, так и на его отдельные органы и области, в частности на рефлексогенные зоны, имеющие низкую теплопроводность. Одной из областей медицины, в которой эффективно применение

теплового воздействия, является физиотерапия, в частности, ее область, касающаяся оздоровительных процедур опорно-двигательного аппарата.

На сегодняшний день известные методики теплового воздействия (контрастные ванны, вихревые ванны, парафино- и озокеритолечение и др.) обладают различными недостатками [1], такими как низкая эффективность, дискомфортность процедур, невозможность контрастного комбинированного воздействия несколькими физическими факторами. В этих условиях эффективным является использование в качестве источника холода и тепла термоэлектрических преобразователей энергии, обладающих высокой надёжностью, экологичностью, бесшумностью работы, возможностью быстрого перехода из режима охлаждения в режим нагрева и наоборот.

В НИИ полупроводниковых термоэлектрических приборов и устройств ФГБОУ ВПО «Дагестанский государственный технический университет» разработано полупроводниковое термоэлектрическое устройство (ТЭУ) для проведения физиотерапевтических температурных процедур, связанных с воздействием на рефлексогенные зоны стопы человека [3, 4]. Конструкция устройства приведена на рис. 1, а его внешний вид на рис. 2. Устройство содержит термоэлектрическую батарею (ТЭБ) 1, первыми спаями находящуюся в тепловом контакте с нижней поверхностью стопы человека 2 через ванночку 3, выполненную из высокотеплопроводного материала, на дне которой располагаются металлические шарики 4, также изготовленные из материала с высокой теплопроводностью. Отвод тепла со вторых спаев ТЭБ 1 производится жидкостным теплообменником 5. Управление режимами работы ТЭБ 1 осуществляется программированным блоком питания.

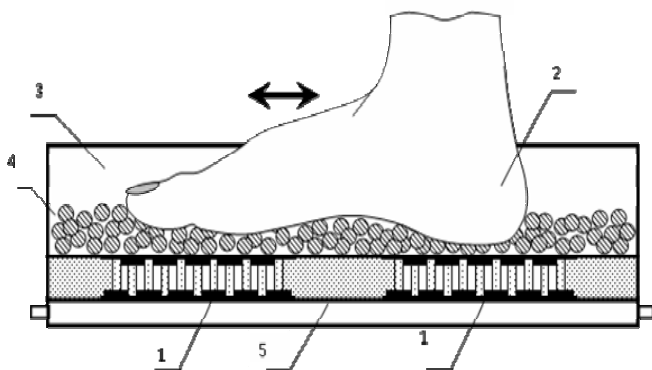


Рис. 1. Конструкция ТЭУ для проведения физиотерапевтических процедур.



Рис. 2. Внешний вид ТЭУ для проведения физиотерапевтических процедур.

Целью настоящей работы является теоретическое и экспериментальное исследование описанной конструкции для оптимизации ее характеристик.

Математическое моделирование термоэлектрической системы для контрастного теплового воздействия на рефлексогенные зоны стопы человека

Важную роль в анализе работы термоэлектрических систем, применяемых для криотермоаппликации, т.е. использования локального теплового воздействия, играет знание не только стационарных характеристик прибора, но и особенностей переходных процессов системы прибор-объект воздействия. Это связано с необходимостью оценки такого показателя

функционирования термоэлектрического устройства, как продолжительность выхода на заданный режим работы, а также определения динамических характеристик прибора.

Для оценки указанных показателей построена квазистационарная модель переходного процесса прибора для теплового воздействия на стопу человека, которая рассматривает ТЭУ как единую совокупность элементов – теплообменных устройств (радиаторов), термоэлектрической батареи (ТЭБ), теплоизоляции, обеспечивающих снижение температуры биологического объекта за требуемое время до необходимой величины.

Рассмотрим с исследуемой системы, которая изображена на рис. 3.

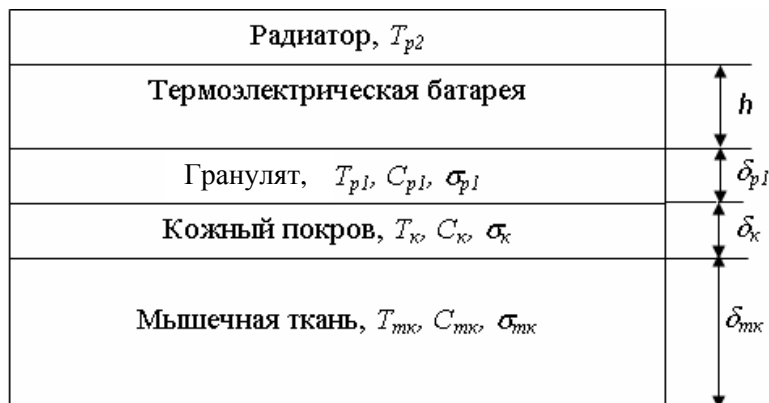


Рис. 3. Тепловая модель термоэлектрической системы.

В ней ТЭБ через радиатор с теплоемкостью C_{p1} и тепловой проводимостью σ_{p1} первым (внутренним) спаем сопряжена с объектом воздействия, упрощенно представленном в виде двухслойной структуры, состоящей из кожного покрова и мышечной ткани, имеющих соответственно теплоемкость C_{κ}, C_{mk} и тепловую проводимость $\sigma_{\kappa}, \sigma_{mk}$. Температура внешнего спая ТЭБ посредством воздушного, либо жидкостного теплообменного аппарата (радиатора) поддерживается при определенной не изменяющейся во времени величине T_{p2} . Через ТЭБ протекает ток постоянной плотности j . Кроме того, предполагается, что теплообмен между тканью и кровью происходит в любой точке рассматриваемого биологического объекта и характеризуется удельной мощностью объемных источников теплоты соответственно для кожного покрова P_{κ} и мышечной ткани P_{mk} .

Математическая реализация модели определяется системой следующих дифференциальных уравнений [2]:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dT_{p1}}{d\tau} &= \frac{1}{C_{p1}} \left[\sigma_{p1} (T_{\kappa} - T_{p1}) + \left[qejT_{p1} + \frac{1}{2} j^2 \rho h + \frac{\lambda}{h} (T_{p2} - T_{p1}) \right] + \sigma_{p1} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{\kappa}}{d\tau} &= \frac{1}{C_{\kappa}} \left[\sigma_{p1} (T_{p1} - T_{\kappa}) + \sigma_{\kappa} (T_{mk} - T_{\kappa}) + P_{\kappa} \right] \\ \frac{dT_{mk}}{d\tau} &= \frac{1}{C_{mk}} \left[\sigma_{\kappa} (T_{\kappa} - T_{mk}) + P_{mk} \right] \end{aligned} \right\}, \quad (1)$$

где T_{p1} – температура радиатора, имеющего тепловой контакт с биологическим объектом; T_{κ} – температура кожного покрова; $q = -1$ при функционировании ТЭБ в режиме охлаждения объекта воздействия, $q = 1$ при функционировании ТЭБ в режиме нагрева объекта воздействия;

e – коэффициент термоЭДС термоэлементов в ТЭБ; ρ – удельное электрическое сопротивление ТЭБ; h – высота термоэлементов в ТЭБ; λ – коэффициент теплопроводности материала ТЭБ; T_{cp} – температура окружающей среды; T_{mk} – температура мышечной ткани.

Начальные условия задаются, исходя из предположения, что в начальный момент времени ТЭУ находится в термодинамическом равновесии с окружающей средой и температура всех точек системы равна температуре среды, а объект воздействия имеет температуру, равную 309 К.

Решение системы (1) осуществлено численным образом в пакете прикладных программ МАТНСАD с использованием алгоритма Рунге-Кутты четвертого порядка. Расчет производился при следующих исходных данных: $e = 350 \cdot 10^{-6}$ В/К; $h = 0.002$ м; $\lambda = 3$ Вт/м·К; $\rho = 0.0001$ Ом·м; $C_p = 380$ Дж/кг·К; $C_k = 3600$ Дж/кг·К; $C_{mk} = 3458$ Дж/кг·К. При этом тепловые проводимости определялись по формулам:

$$\sigma_{p1} = \frac{\lambda_{p1} \cdot S}{\delta_{p1}}, \quad (2a)$$

$$\sigma_k = \frac{\lambda_k \cdot S}{\delta_k}, \quad (2б)$$

$$\sigma_{mk} = \frac{\lambda_{mk} \cdot S}{\delta_{mk}}, \quad (2в)$$

где λ_{p1} , λ_k , λ_{mk} – коэффициент теплопроводности соответственно радиатора, кожного покрова и мышечной ткани; S – площадь поверхности соприкосновения ТЭУ для криотермоаппликации и биологического объекта воздействия; δ_{p1} , δ_k , δ_{mk} – толщина соответственно радиатора, кожного покрова и слоя мышечной ткани. Численные значения исходных величин в выражениях (2a) – (2в) принимались следующими: $\lambda_{p1} = 200$ Вт/м·К; $\lambda_k = 0.389$ Вт/м·К; $\lambda_{mk} = 0.2$ Вт/м·К; $S = 0.015$ м²; $\delta_{p1} = 0.02$ м; $\delta_k = 0.002$ м; $\delta_{mk} = 0.03$ м.

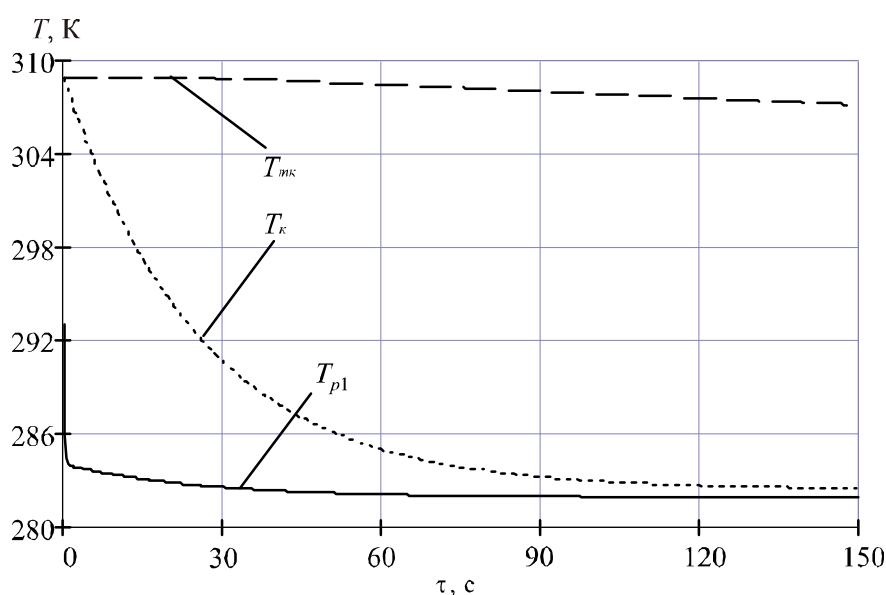


Рис. 4. Зависимость температуры гранулята на внутреннем спае ТЭБ, кожного покрова и мышечной ткани от времени в режиме охлаждения.

На рис. 4 – 5 приведены результаты расчета теплового поля системы прибор – объект воздействия в зависимости от времени при $T_{cp} = T_{p2} = 293$ К для случая функционирования ТЭБ в режиме охлаждения (рис. 4) и режиме нагрева (рис. 5) биологического объекта. Рассмотрен временной ход температуры радиатора на внутреннем спае ТЭБ, кожного покрова и мышечной ткани. Как следует из представленных данных, зависимости носят монотонный характер – убывающий при работе ТЭБ в режиме охлаждения и возрастающий при использовании ТЭБ в режиме нагрева биологического объекта. Согласно приведенным графикам температура радиатора и кожного покрова достаточно быстро стабилизируется (в рассмотренном случае при охлаждении продолжительность выхода на стационарный режим температуры радиатора и кожного покрова составляет соответственно 93 и 120 с, а при нагреве – 72 и 96 с), что связано с малой теплоемкостью и высокой тепловой проводимостью радиатора, а также малой толщиной кожного покрова. Если исходить из того, что именно кожный покров насыщен тепловыми рецепторами и является непосредственным объектом криотермоаппликации, то данное обстоятельство указывает на несомненные выгоды применения ТЭУ, связанные, прежде всего, с малой инерционностью теплового воздействия.

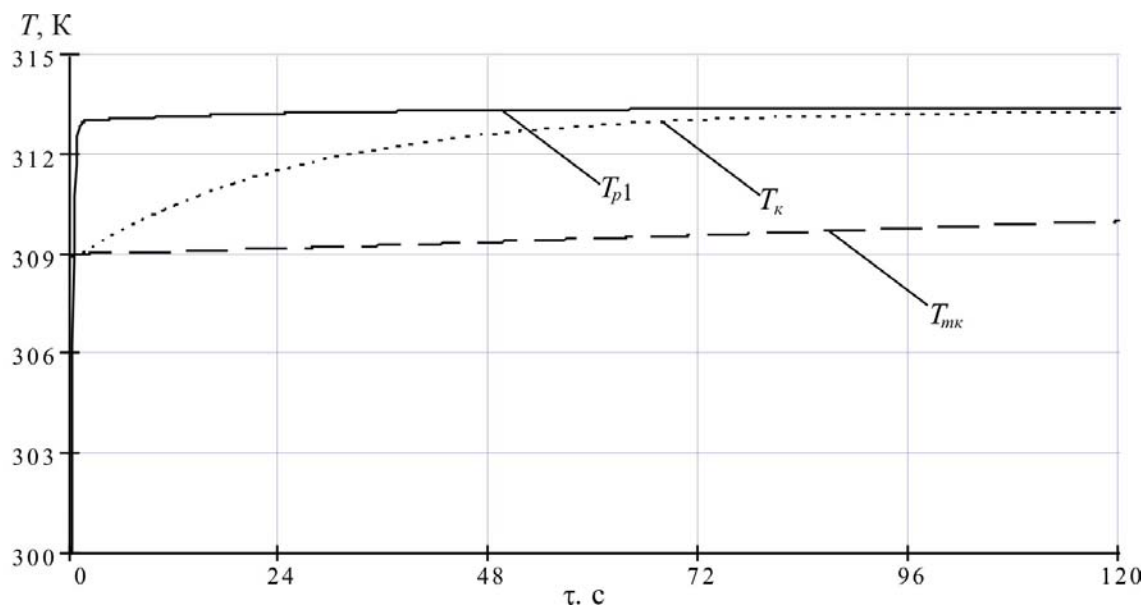


Рис. 5. Зависимость температуры гранулята на внутреннем спае ТЭБ, кожного покрова и мышечной ткани от времени в режиме нагрева.

На рис. 6 изображены графические зависимости изменения во времени температуры кожного покрова при различных величинах тока питания ТЭБ I ($j = \frac{I}{S}$). Данные приведены для случая локального охлаждения и нагрева объекта воздействия. Как следует из рассмотренных зависимостей продолжительность стабилизации температуры кожного покрова в рассмотренном диапазоне токов постоянна и составляет около 120 с. На рис.6 хорошо прослеживается зависимость уровня охлаждения кожного покрова от величины тока питания. Из графиков, описывающих временной ход температуры кожного покрова, следует, что при изменении силы тока от 0 до оптимального значения, при котором имеет место максимальное понижение температуры на холодном спае ТЭБ (в настоящем случае 2 А), отношение изменения температуры к изменению силы тока уменьшается.

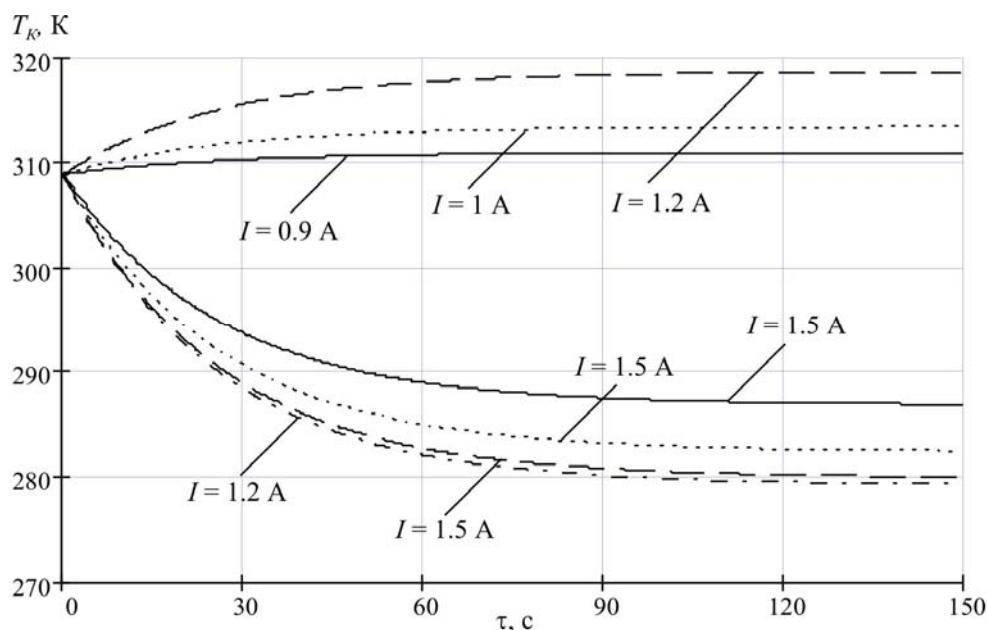


Рис. 6. Зависимости изменения во времени температуры кожного покрова при различных величинах тока питания ТЭБ в режиме охлаждения.

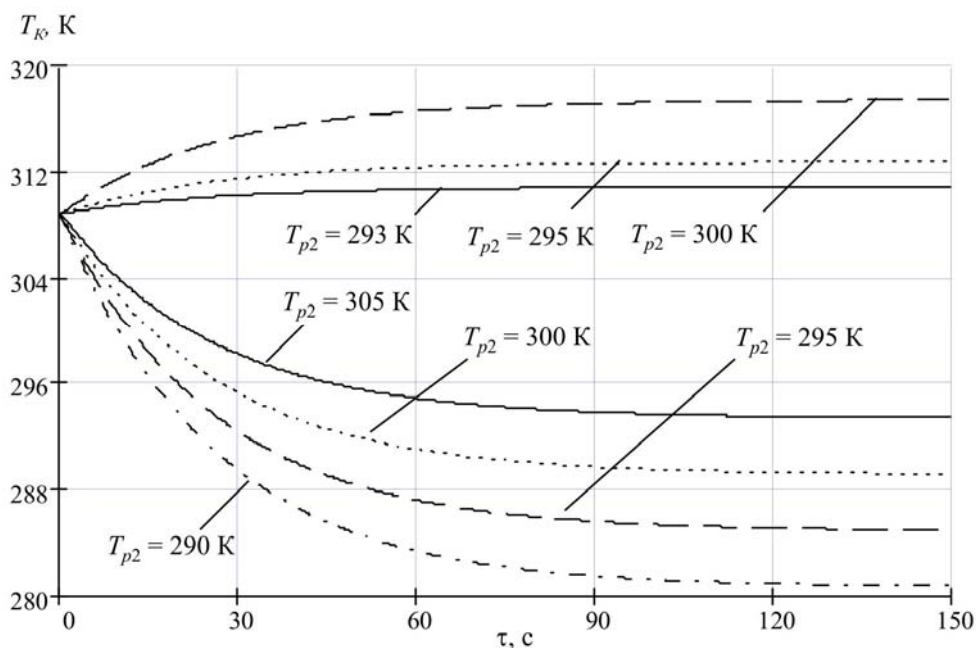


Рис. 7. Зависимости изменения температуры кожного покрова от времени при различных величинах T_{p2} .

Так, для указанного случая (по достижению стационарного режима) при увеличении тока питания с 0.5 А до 1 А температура кожного покрова понижается с 286.5 К до 282.5 К, увеличение силы тока с 1 А до 1.5 А понижает температуру с 282.5 К до 280 К, а увеличение тока питания с 1.5 А до 2 А уменьшает температуру до 279.5 К. Дальнейшее увеличение силы тока вызывает превалирование теплоты Джоуля над теплотой Пельтье, увеличивающее температуру объекта воздействия. Таким образом, при фиксированной температуре T_{p2} ТЭУ предельное снижение температуры биологического объекта ограничено величиной оптимального для данного типа ТЭБ тока питания. Получить более глубокое понижение

температуры объекта воздействия можно, уменьшив значение T_{p2} . Данное обстоятельство проиллюстрировано на рис. 6, где показано изменение температуры кожного покрова во времени для различных значений T_{p2} при работе ТЭУ в режиме охлаждения и нагрева (ток питания – 0.9 А). При рассмотрении данных, представленных на рис. 6 и рис. 7, следует, что для понижения температуры кожного покрова, например, до 280 К при температуре $T_{p2} = 290$ К требуется на 0.6 А меньше, чем в случае стабилизации T_{p2} на уровне 293 К. Вместе с тем, уменьшение температуры внешнего спая (T_{p2}) требует увеличение тока питания ТЭБ при работе последней в режиме нагрева биологического объекта для получения такой же температуры кожного покрова. Здесь необходимо отметить, однако, что требуемое увеличение тока питания ТЭБ незначительно. При этом выигрыш в потреблении электрической энергии при работе ТЭУ в режиме охлаждения намного превосходит его проигрыш при работе ТЭУ в режиме нагрева биологического объекта.

Экспериментальные исследования термоэлектрической системы

С целью подтверждения результатов математического моделирования были проведены натурные испытания опытного образца данной термоэлектрической системы. Объектом экспериментальных исследований являлся опытный образец для воздействия на стопу человека, изготовленный в виде кожуха, содержащий ТЭБ, выполненную из стандартных унифицированных термоэлектрических модулей (ТЭМ), одними спаями приведенную в тепловой контакт с основанием кожуха в виде медной пластины, с возможным заполнением медным гранулятом. Противоположные спаи ТЭБ находились в тепловом контакте с жидкостным теплообменником, предназначенным для съема тепла.

При проведении эксперимента опытный образец помещался в теплоизолированную климатическую камеру, термостатируемый рабочий объем которой составляет 120 л. Камера обеспечивает поддержание температуры в пределах от 283 до 343 К с точностью 1° С и при относительной влажности от 30% до 98%. Заданная температура и относительная влажность в камере регулируется блоком управления, связанным с датчиком температуры и влажности, показания которого регистрируются цифровым табло.

В качестве ТЭБ использовались стандартные унифицированные ТЭМ типа ICE-71, выпускаемые инженерно-производственной фирмой «Криотерм», соединенные параллельно. Питание ТЭМ осуществлялось источником электрической энергии. Скорость течения жидкости в теплообменнике регулировалась посредством регулятора. Для проведения измерений использовались встроенные в источник электрической энергии амперметр и вольтметр, датчик скорости потока жидкости в регуляторе скорости течения жидкости и многоканальный измеритель ИРТМ 2402/ МЗ, подключенный к ПЭВМ.

В ходе эксперимента определялись напряжение и ток на ТЭБ, температура окружающей среды, температуры в различных точках опытного образца. Измерения температуры проводились посредством медь-константановых термопар, опорные спаи которых размещались в сосуде Дьюара, а сигнал снимался измерителем ИРТМ 2402/ МЗ.

Термопары размещались на опорных и рабочих спаях ТЭМ, на входе-выходе теплообменника, на поверхности пластины (край и центр), в окружающей среде, на слоях гранулята (при использовании последнего в процессе проведения опыта), а также непосредственно на биологическом объекте (в данном случае стопа пациента).

Измерения проводились для случая холостой работы устройства (без тепловой нагрузки),

с тепловой нагрузкой, при отсутствии и наличии гранулята в устройстве (измерения проводились при использовании гранулята разного диаметра, начиная с 4 мм и заканчивая 10 мм с шагом 2 мм). Эксперимент проводился при непосредственном тепловом воздействии на стопу человека, температура которой контролировалась термопарами, установленными на подошве стопы.

В ходе эксперимента определялись напряжение и ток на ТЭБ, температура окружающей среды, температуры в различных точках опытного образца.

На рис. 8 – 9 представлены временные зависимости температуры пластины и температуры на подошве стопы при различных токах в режиме нагрева (рис. 8) и режиме охлаждения (рис. 9).

Исследование этих зависимостей показывает, что температура на пластине растет с увеличением тока питания ТЭБ, в то время как на подошве стопы заметны процессы терморегуляции живых систем. В первый момент при воздействии теплом температура стопы резко повышается, что обусловлено сжатием сосудов, вторая фаза сопровождается расширением сосудов, приливом крови к воздействующим зонам и, как следствие этого, незначительным понижением температуры. Далее включаются механизмы терморегуляции и температура постепенно выравнивается в зависимости от воздействующего режима. Следует отметить, что температура на пластине достигает необходимого значения, а именно 42 – 450 °С в режиме нагрева и 10 – 120 °С в режиме охлаждения в течение 3-5 минут.

В ходе экспериментальных исследований кроме этого нами были получены следующие зависимости: изменение температуры рабочих и опорных спаев ТЭМ от величины тока питания, зависимость температуры в различных точках пластины от тока, кривые времени нагрева и охлаждения в интервале температур от 10 °С до 45 °С в зависимости от тока питания, а также переходные характеристики устройства.

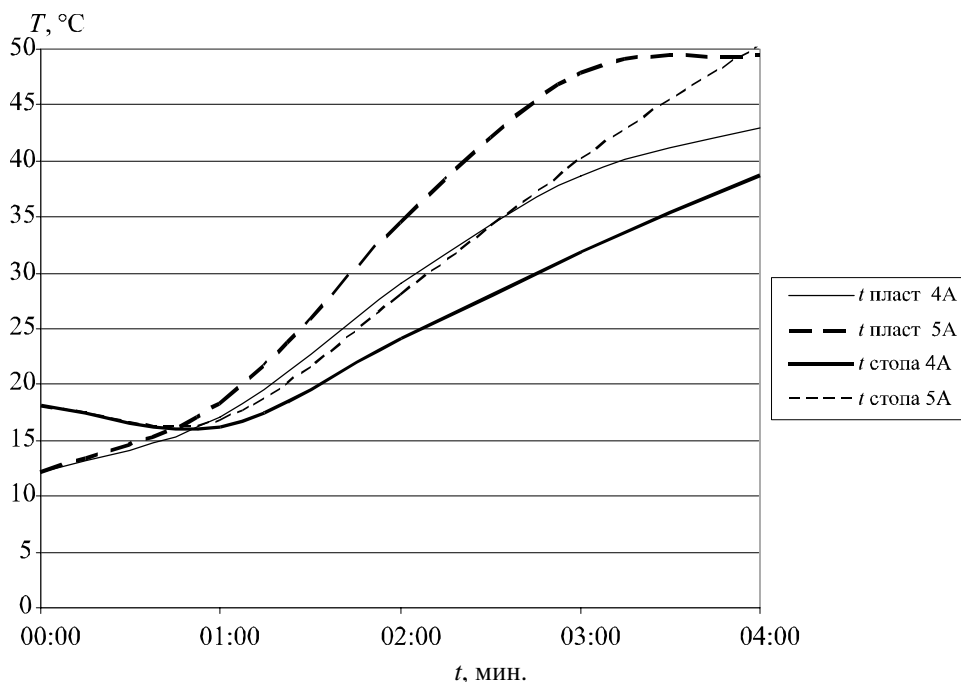


Рис. 8. Временная зависимость температуры на пластине и на подошве стопы при различных токах питания ТЭБ в режиме нагрева.

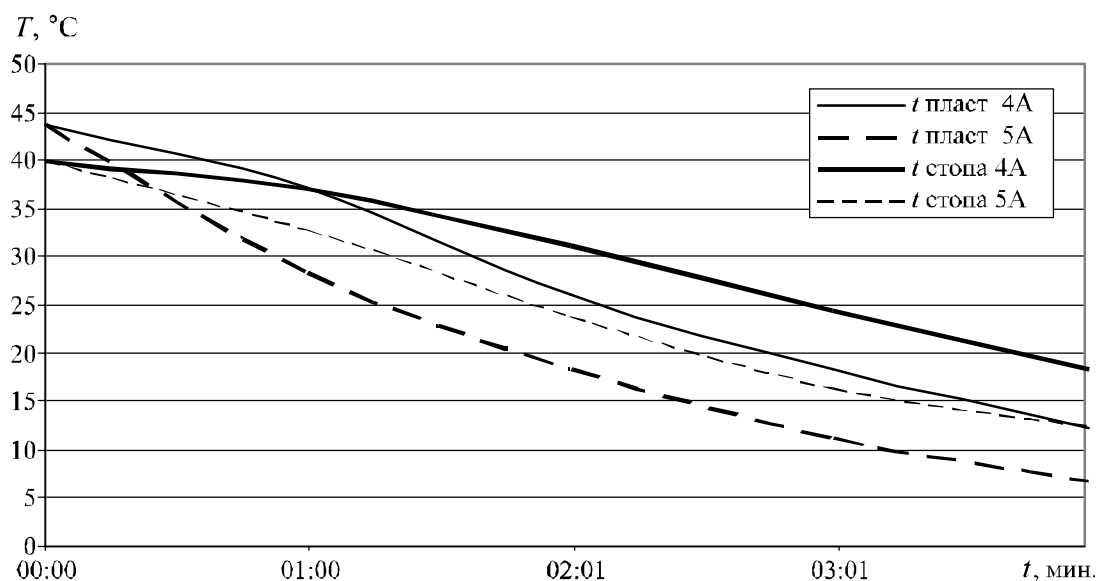


Рис. 9. Временная зависимость температуры на пластине и на подошве стопы при различных токах питания ТЭБ в режиме охлаждения

На рис. 10 приведены переходные характеристики, так как данное устройство предназначено для работы в динамическом режиме, обеспечивая попеременное воздействие теплом и холодом.

Анализ зависимостей показал, что общее время одного цикла при токе питания 5А составляет около 6-7 минут, причем режим нагрева обеспечивается за 2-3 минуты, режим охлаждения – за 3-5 минут.

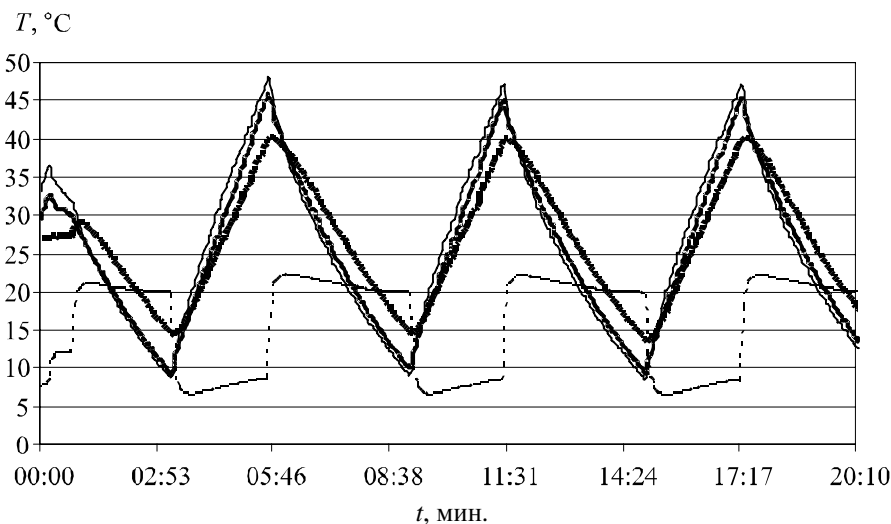


Рис. 10. Зависимость T в динамическом режиме при токе питания $I = 5$ А.

Полученные экспериментальные данные демонстрируют приемлемую точность математической модели системы. Максимальное расхождение расчетных и экспериментальных данных не превышает $7-7.5$ °C. Наибольшее отклонение расчетных данных наблюдается, в основном, на промежутке времени, связанном с выходом устройства на режим, что определяется влиянием окружающей среды и неидеальной тепловой изоляцией системы «устройство-объект воздействия», а также некоторым разбросом параметров ТЭМ и измерительных приборов.

Выводы

1. Разработана конструкция термоэлектрического устройства для контрастного теплового воздействия на рефлексогенные зоны стопы человека, состоящая из ТЭБ, ванночки, заполненной гранулятом и теплообменника.
2. Создана квазистационарная математическая модель системы в стационарных условиях;
3. Разработан экспериментальный стенд и методика проведения измерений для натуральных испытаний опытного образца.
4. Результаты экспериментальных исследований опытного образца устройства показали удовлетворительную сходимость расчетных и опытных данных.

Литература

1. Олефиренко В.Т. Водотеплолечение. М.: Медицина. – 1986. – 288 с.
2. Молостов В.Д. Иглотерапия: Практич. пособие. Ростов н/Д. 2000. – 480 с.
3. Патент № 2245693 РФ. Полупроводниковое термоэлектрическое устройство для локального температурного воздействия на стопу человека / Исмаилов Т.А, Аминов Г.И., Евдулов О.В., Хазамова М.А. //Б.И. № 4, 2002.
4. Патент № 2245694 РФ. Полупроводниковое термоэлектрическое устройство для локального температурного воздействия на стопу человека / Исмаилов Т.А, Аминов Г.И., Зарат А., Евдулов О.В., Хазамова М.А. //Б.И. № 4, 2002.
5. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазамова М.А. Математическая модель полупроводникового термоэлектрического устройства для теплового воздействия на стопу человека // Изв. Вузов. Приборостроение. – 2004. – Т. 47. – № 7. – С. 43 – 50.

Поступила в редакцию 17.06.15.