

Анатычук Л. И.^{1,2} *ак. НАН Украины,*
Вихор Л. Н.¹ *докт. физ.-мат. наук,*
Кобылянский Р. Р.^{1,2} *канд. физ.-мат. наук,*
Каденюк Т. Я.¹, Зварич О. В.²

¹Институт термоэлектричества НАН и МОН Украины, ул. Науки, 1,
Черновцы, 58029, Украина, *e-mail: anatysh@gmail.com;*

²Черновицкий национальный университет имени Юрия Федьковича,
ул. Коцюбинского 2, Черновцы, 58012, Украина
e-mail: anatysh@gmail.com

**КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И ОПТИМИЗАЦИЯ
ДИНАМИЧЕСКИХ РЕЖИМОВ РАБОТЫ
ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПРИБОРА
ДЛЯ РЕФЛЕКСОТЕРАПИИ**

В работе приведены результаты компьютерного моделирования оптимальных динамических режимов работы термоэлектрического прибора для рефлексотерапии. Определена оптимальная временная функция управления током питания термоэлектрических микромодулей в многоканальном приборе для рефлексотерапии, который обеспечивает заданное циклическое температурное влияние на биоактивные точки тела человека. Библ. 13, Рис. 6.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, оптимальный динамический режим, температурное влияние, термоэлектрический зонд, прибор для рефлексотерапии.

Введение

Общая характеристика проблемы. Рефлексотерапия – это комплекс лечебных и диагностических методов влияния на биоактивные акупунктурные точки поверхности тела человека. Для влияния на такие биоактивные точки применяют разные по силе, характеру и продолжительности раздражения. Их наносят с помощью специальных аппаратов устройств, или инструментами уколами специальных игл (иглотерапия), прижиганием или охлаждением (терморефлексотерапия или криорефлексотерапия), электрическим током (электрорефлексотерапия), разреженным воздухом (вакуумная рефлексотерапия), постоянным магнитным полем (магнитопунктура), лазерным импульсным излучением (лазерная рефлексотерапия), ультразвуковым излучением (ультразвуковая рефлексотерапия) и др. [1 – 4].

Указанные выше методы рефлексотерапии основаны на стимуляции рефлекторных зон нервной системы, в результате чего возникают импульсы, которые передаются к соответствующим центрам нервной системы. Нервная система, в свою очередь, направляет импульсы к поврежденным биологическим тканям, которые активизируют процесс самообновления.

Рефлексотерапия помогает лечить заболевания позвоночника (остеохондроз, радикулит и т.п.); грыжи межпозвоночных дисков и протрузии; головные боли и головокружения, возникающих на фоне остеохондроза шейного отдела; межреберную невралгию, как следствие остеохондроза в грудном отделе позвоночника. Также она помогает решать проблемы, обусловленные бессонницей, восстановлением после травм, депрессией, лишним весом, ослаблением иммунитета, слабостью, проблемной кожей, стрессом, неврозом и т.п. [3, 4].

Широкое распространение получила терморефлексотерапия – влияние теплом на биологические точки человеческого организма, а также криорефлексотерапия (влияние холодом) [5 – 7]. Холод вызывает резкое сужение сосудов, а затем их расширение. Это дает мощный импульс системе кровообращения, и как результат – активизирует обменные процессы. В результате, в поврежденном участке снижается болевая чувствительность, улучшается венозный и лимфатический оттоки крови, а также состояние соединительной и хрящевой тканей.

В работах [8 – 11] показано, что традиционный способ термического влияния на биологически активные точки человека имеет ряд недостатков устранение которых возможно использованием термоэлектрических приборов, работа которых базируется на использовании эффекта Пельтье. Применение таких приборов дает возможность получить заданную, точно регулируемую температуру, исключив при этом механическое влияние на соответствующие участки тела человека. Однако, разработанные до этого времени термоэлектрические приборы не допускают возможности компьютерного управления током питания термоэлектрических модулей для воспроизведения необходимых заведомо заданных динамических температурных режимов.

Целью данной работы является разработка компьютерных методов для моделирования и оптимизации динамических режимов работы термоэлектрического прибора для рефлексотерапии.

Конструкция и техническое описание термоэлектрического прибора для рефлексотерапии

В Институте термоэлектричества НАН и МОН Украины разработан экспериментальный образец термоэлектрического прибора для рефлексотерапии «АЛТЕК–7009» (рис. 1), предназначенный для лечения различных заболеваний человека с помощью метода рефлексотерапии – термпунктуры. Принцип работы такого прибора базируется на циклическом тепловом действии на акупунктурные биоактивные точки тела человека (нагревание или охлаждение одновременно нескольких биоактивных точек). Технические характеристики прибора приведены в работе [11].

Прибор дает возможность воссоздавать заданные оптимальные функции изменения температуры термоэлектрического зонда в диапазоне $(-10 \div +50)^\circ\text{C}$ и время выдержки заданной температуры. Переход от одного значения температуры к другому происходит автоматически после окончания установленного времени выдержки. Схемой прибора предусмотрена возможность плавной установки времени выдержки выбранного значения температуры в интервале $10 \div 250$ секунд. Таким образом, врач имеет возможность выбрать необходимый температурный режим и время его действия на биоактивные точки человеческого организма.

Указанный прибор состоит из двух основных частей – блока питания и управления режимом работы и 20-ти термоэлектрических зондов.

Блок питания и управления термоэлектрического прибора «АЛТЕК–7009» состоит из следующих функциональных узлов: программируемого микроконтроллера (узел задания температуры и продолжительности циклов), терморегулятора (узел установки температуры), таймера (узел установки времени), блока индикации температуры и времени, платы соединений функциональных узлов и блока питания. Терморегулятор и таймер, в свою очередь, содержат входной усилитель, генератор тока, генератор импульсов, два компаратора и узлы защиты термоэлектрических микромодулей от переохлаждения и перегрева (в случае аварийной ситуации).



Рис. 1. Термоэлектрический прибор для рефлексотерапии «АЛТЕК-7009»:
1 – блок питания и управления прибора, 2 – термоэлектрический зонд,
3 – персональный компьютер (ПК).

Следует отметить, что использование программированного микроконтроллера позволяет задавать с клавиатуры ПК практически любые температурные и временные режимы работы прибора. При отработанной клинической методике влияния термоэлектрического зонда на биоактивные точки тела человека в память прибора можно записать набор типичных динамических режимов работы, что существенным образом ускоряет процесс подготовки прибора к проведению терапевтических процедур. Блок-схема прибора приведена в работе [11].

Термоэлектрический зонд содержит термоэлектрический микромодуль, который размещен на корпусе радиатора.

Термоэлектрический зонд размещен в корпусе, который закрывается сетчатой крышкой. Там же находится термоэлектрический микромодуль с вмонтированным датчиком температуры и вентилятор для охлаждения горячей стороны микромодуля. Конструкция и габаритные размеры термоэлектрического зонда приведены на рис. 2 [8– 11].

В конструкции прибора использованы термоэлектрические микромодули «АЛТЕК-98А», технические характеристики которых для режима максимальной холодопроизводительности имеют следующие значения: $I_{max} = 1.8$ А; $U_{max} = 3.9$ В; $Q_{max} = 3.6$ Вт при температуре $T = 27$ °С. Керамические пластины микромодуля покрыты никелем и золотом, что дает возможность припаять к горячей поверхности микромодуля воздушный радиатор, а к холодной – концентратор, изготовленный из материала высокой теплопроводности и предназначенный для температурного влияния на биоактивную точку или участок тела человека.

Термоэлектрические зонды смонтированы с учетом оптимального теплового режима их работы и защиты от влияния внешних тепловых и механических факторов. В качестве датчиков температуры использованы кремниевые импульсные диоды, падение напряжения на которых имеет практически линейную температурную зависимость в рабочем диапазоне температур. Для фиксации термоэлектрического зонда предусмотрено специальное крепление, которое имеет разные размеры в зависимости от размещения зонда на теле человека. Защитный кожух термоэлектрического зонда изготовлен из нержавеющей пищевой стали, поскольку находится в контакте с кожей человека.

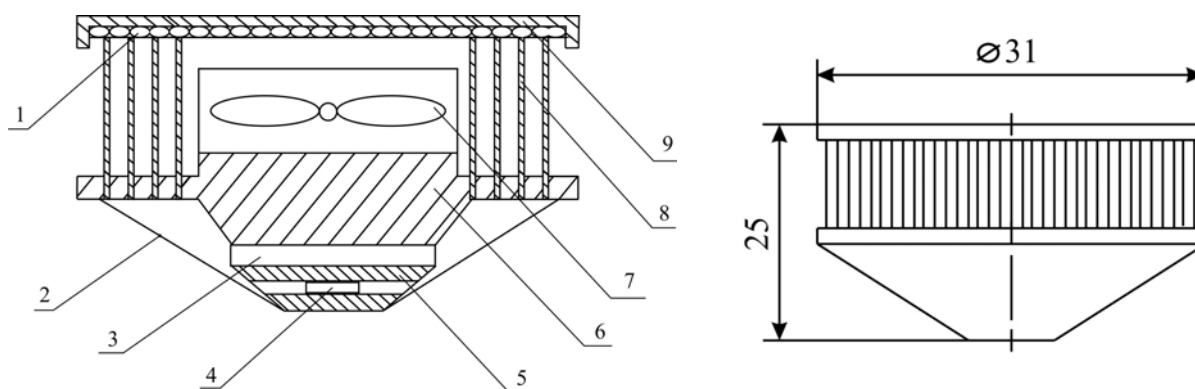


Рис. 2. Конструкция и габаритные размеры термоэлектрического зонда:
1 – защитная сетка, 2 – внешний кожух из нержавеющей пищевой стали,
3 – термоэлектрический микромодуль, 4 – датчик температуры, 5 – концентратор,
6 – корпус (основа) радиатора, 7 – вентилятор, 8 – радиатор, 9 – крышка.

На основании существующих методик при проведении лечебных сеансов термовлияния на биоактивные точки традиционным образом [1 – 4] и результатов, полученных при проведении предыдущих клинических испытаний, установлены оптимальные температурные и временные интервалы криотермического влияния на биоактивные точки тела человека [8 – 11]. График полного цикла работы прибора в режиме максимального значения времени выдержки установленной температуры в интервале $-10\text{ }^{\circ}\text{C} \div +50\text{ }^{\circ}\text{C}$ приведен на рис. 3.

Как видно из рис. 3, переход от установленного значения температуры $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $+50\text{ }^{\circ}\text{C}$ происходит за 10 секунд, переход от температуры $+50\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ – за 20 секунд и, таким образом, максимальное время выдержки стационарного режима в случае нагревания составляет 240 секунд, а в случае охлаждения – 230 секунд. Скорость изменения температуры в режиме нагревания составляет $6\text{ }^{\circ}\text{C}$ в секунду, а в режиме охлаждения – $3\text{ }^{\circ}\text{C}$ в секунду.

Итак, благодаря установлению правильного циклического теплового влияния на акупунктурные точки тела человека, можно лечить разные заболевания и предупреждать их возникновение.

С целью определения оптимальных временных функций управления током питания термоэлектрических модулей, которыми обеспечиваются заданные зависимости изменения температуры охлаждения со временем, необходимо применить методы компьютерного моделирования. Результаты компьютерного моделирования приведены ниже.

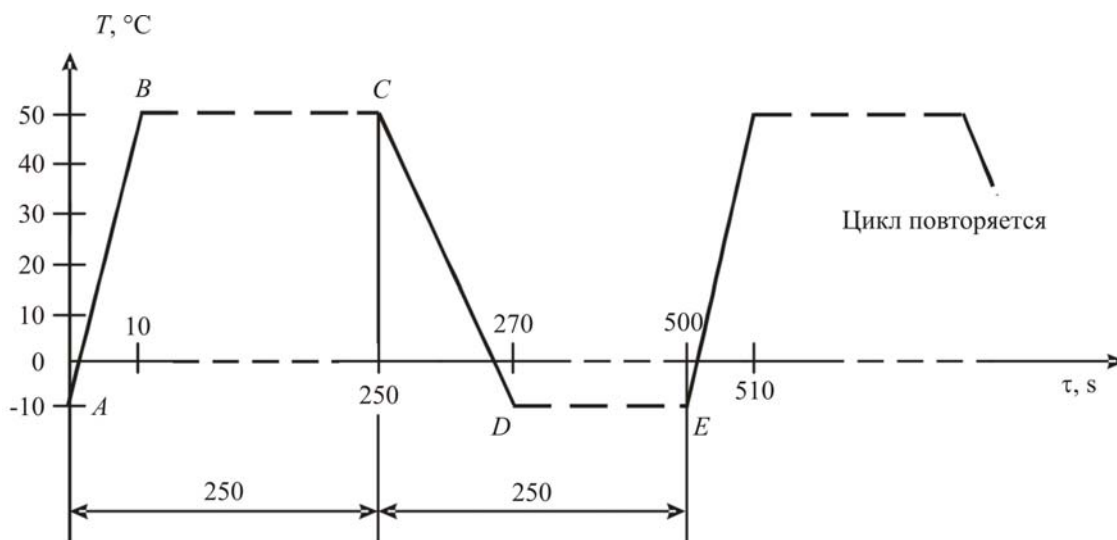


Рис. 3. График полного цикла работы термоэлектрического прибора для рефлексотерапии: AB – режим нагрева – 10 с; BC – стационарный режим – 240 с; $ABC=AB+BC=250$ с; CD – режим охлаждения – 20 с; DE – стационарный режим – 230 с; $CDE=CD+DE=250$ с.

Компьютерное моделирование оптимального динамического режима термоэлектрического прибора для рефлексотерапии

Задача компьютерного моделирования нестационарного режима работы устройства для рефлексотерапии состоит в определении временной функции управления током питания термоэлементов $I(t)$, которая обеспечивает заданную зависимость температуры рабочей поверхности прибора от времени $T_c(t)$.

Задача решалась с применением следующих приближений в модели прибора. Учитывалось, что все термоэлементы модуля, которые используются в устройстве, являются идентичными и находятся в одинаковых условиях. Ветви термоэлементов высотой l и сечением s выполнены из материалов n - и p -типов проводимости. Характеристики материалов веток, а именно коэффициенты термоЭДС $\alpha_{n,p}(T)$ и удельного сопротивления $\rho_{n,p}(T)$ зависят от температуры, а коэффициенты теплопроводности $\kappa_{n,p}$ и теплоемкости $c_{n,p}$ считаются константами вследствие их незначительной зависимости от температуры в термоэлектрических материалах для охладителей. Допускается, что тепловыделяющая поверхность термоэлементов поддерживается при фиксированной температуре T_h , а боковые поверхности ветвей адиабатически изолированы. На рабочих спаях термоэлементов учитываются поглощение или выделение (в зависимости от направления тока) тепла Пельтье и выделение тепла Джоуля на контактах спаия с контактным сопротивлением r_c . Учитывается суммарная объемная теплоемкость g коммутационных и изоляционных пластин модуля и медного конусообразного зонда прибора в расчете на один термоэлемент. Принимается во внимание тепловая нагрузка мощностью q_0 , которая приходится в рабочем режиме на холодные спаи термоэлементов вследствие тепловыделения организма человека.

Для такой модели распределение температуры в ветвях термоэлементов задается системой одномерных уравнений нестационарной теплопроводности в виде

$$\begin{cases} c_n \frac{\partial T_n}{\partial t} = \kappa_n \frac{\partial^2 T_n}{\partial x^2} + \rho_n(T) \frac{I^2(t)}{s^2} - T_n \frac{\partial \alpha_n(T)}{\partial T_n} \frac{I(t)}{s} \frac{\partial T_n}{\partial x} \\ c_p \frac{\partial T_p}{\partial t} = \kappa_p \frac{\partial^2 T_p}{\partial x^2} + \rho_p(T) \frac{I^2(t)}{s^2} - T_p \frac{\partial \alpha_p(T)}{\partial T_p} \frac{I(t)}{s} \frac{\partial T_p}{\partial x} \end{cases} \quad (1)$$

где $x \in [0, l]$, $t \in [0, t_{\max}]$. $I(t)$ – ток в ветвях термоэлемента, который является функцией времени. В уравнениях (1) учтено влияние эффекта Томсона, который возникает в объеме веток термоэлемента вследствие зависимости коэффициентов термоЭДС $\alpha_{n,p}(T)$ от температуры.

Краевые условия для этих уравнений имеют вид

$$\left[\kappa_n s \frac{\partial T_n}{\partial x} + \kappa_p s \frac{\partial T_p}{\partial x} \right]_{x=0} - [\alpha_p(T(t)) + |\alpha_n(T(t))|] I(t) T_c(t) - g \frac{dT_c(t)}{dt} + 2 \frac{r_c}{s} I^2(t) + q_0 = 0, \quad (2)$$

$$T_n(l, t) = T_p(l, t) \equiv T_h,$$

где $T_c(t)$ – температура рабочей поверхности термоэлемента является заданной функцией времени.

Начальное распределение температуры в ветках соответствует стационарному распределению при начальном значении тока I_0 и задается в виде функции

$$T_{n,p}(x, 0) = C_0 I_0^2 x^2 + C_1 x + C_2, \quad (3)$$

где C_0 , C_1 и C_2 – константы, которые определяются решениями стационарной задачи теплопроводности в ветках термоэлемента при постоянном токе I_0 .

Как отмечалось, задача заключается в том, чтобы найти функцию управления током $I(t)$ такую, которая обеспечивает заданную зависимость «холодной» температуры от времени $T_c(t)$.

Метод решения такой задачи описан в [12]. Для сформулированной задачи решение находится из следующего интегрального уравнения:

$$I(t) = \frac{1}{\alpha T_c(t)} \left[\frac{r_c}{s} I^2(t) + \frac{\kappa \rho}{c sl} \int_0^{at} K(t-\tau) I^2(\tau) d\tau + \Phi(t, T_c(t)) \right], \quad (4)$$

где

$$\Phi(t, T_c(t)) = -g \frac{dT_c(t)}{dt} - \frac{r_c}{s} I_0^2 + A - \frac{\kappa s}{l} \int_0^{at} \mathcal{Q}_1(t-\tau) \frac{dT_c(\tau)}{d\tau} d\tau - \frac{\kappa \rho}{c sl} I_0^2 \int_0^{at} K(\tau) d\tau,$$

$$A = \alpha I_0 \frac{\frac{\kappa s}{l} T_h + q_0 + \left(0.5 + \frac{r_c}{\rho l}\right) \frac{\rho l}{s} I_0^2}{\alpha I_0 + \frac{\kappa s}{l}},$$

$$a = \frac{\kappa}{cl^2}, \quad K(t) = \mathcal{G}_1(t) - \mathcal{G}_0(t), \quad \mathcal{G}_1(t) = 1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \exp(-\pi^2 k^2 at), \quad \mathcal{G}_0(t) = 1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} (-1)^k \exp(-\pi^2 k^2 at),$$

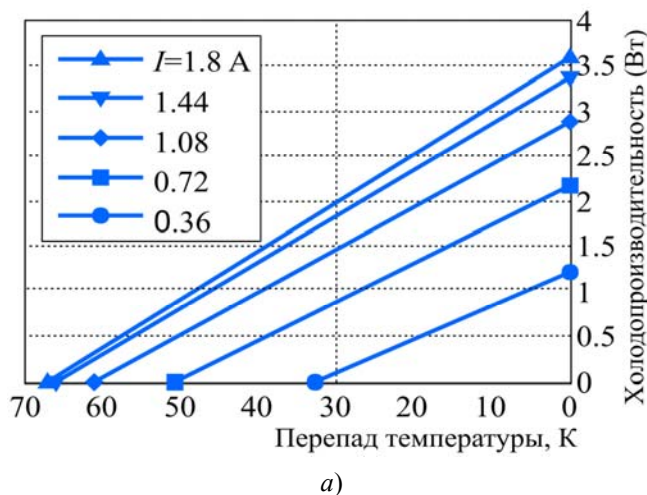
$$\alpha = (\overline{\alpha_p} + |\overline{\alpha_n}|) / 2; \quad \rho = (\overline{\rho_p} + \overline{\rho_n}) / 2, \quad \kappa = (\kappa_p + \kappa_n) / 2, \quad c = (c_p + c_n) / 2,$$

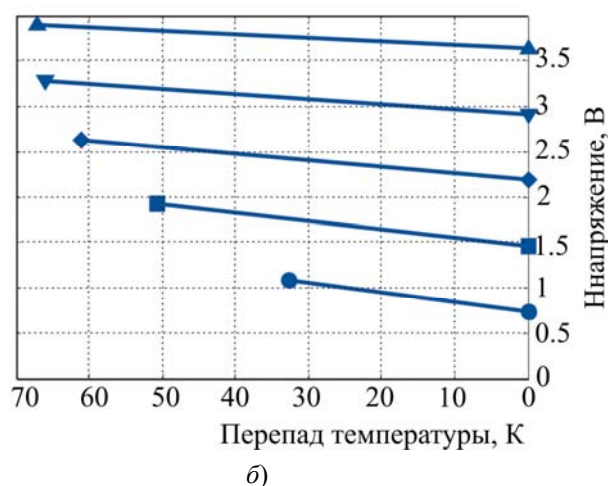
$$\overline{\alpha_{n,p}} = (\alpha_{n,p}(T_h) + \alpha_{n,p}(T_c(t))) / 2, \quad \overline{\rho_{n,p}} = \frac{1}{(T_h - T_c(t))} \int_{T_c(t)}^{T_h} \rho_{n,p} dT.$$

Уравнение (4) является нелинейным и решается численным методом последовательных приближений. Алгоритм решения такого уравнения реализуется с помощью программных средств компьютерного моделирования, разработанных в среде Matlab.

Результаты компьютерного моделирования

Моделирование функции управления током, обеспечивающей заданную временную зависимость рабочей температуры (рис. 3), проводилось для примененного в приборе для рефлексотерапии термоэлектрического модуля Алтек-98А, который содержит 62 ветви высотой $l = 0.093$ см, площадью сечения $s = 0.058 \times 0.058$ см², с величиной контактного сопротивления $r_c = 5 \cdot 10^{-6}$ Ом·см². Ветви выполнены из материалов на основе *Bi-Te* *n*- и *p*-типов проводимости со стандартными термоэлектрическими характеристиками $\alpha_{n,p}$, $\rho_{n,p}$, $\kappa_{n,p}$, $c_{n,p}$ [13]. Характеристики модуля, а именно зависимости холодопроизводительности и напряжения от перепада температуры для разных токов питания показаны на рис. 4.





б)
Рис. 4. Характеристики термоэлектрического микромодуля Алтек-98А: а) зависимости холодопроизводительности от перепада температур на модуле для разных токов питания, б) зависимости напряжения от перепада температур.

Суммарная объемная теплоемкость коммутационных и изоляционных пластин модуля и медного зонда в расчете на одну ветвь равнялась $g = 0.0064$ Дж/К. Тепловыделение тела человека принималось равным 5 мВт/см^2 , что создает тепловую нагрузку на термоэлектрическую ветвь прибора $q_0 = 0.017$ мВт.

В соответствии с медицинскими требованиями в рабочем режиме, прибор для рефлексотерапии должен обеспечивать периодическую временную зависимость температуры на поверхности кожи $T_c(t)$, показанную на рис. 5.

Рабочий режим начинается с температуры охлаждения -10 °С. Начальное стационарное распределение температур в термоэлементах, при котором на охлаждаемой поверхности прибора в режиме без тепловой нагрузки устанавливается температура -10 °С, обеспечивается путем питания модуля постоянным током I_0 . Величина I_0 определяется на основе характеристик модуля Алтек-98А (рис. 4а) и составляет $I_0 = 0.45$ А. В рабочем режиме (рис. 5) за 10 секунд зонд прибора должен прогреться от -10 °С до $+50$ °С, удерживать эту температуру на протяжении 240 секунд с дальнейшим охлаждением до -10 °С за 20 секунд.

На рис. 6 показана рассчитанная функция управления током $I(t)$ питания термоэлектрического модуля, которая обеспечивает заданную временную зависимость рабочей температуры прибора (рис. 5).

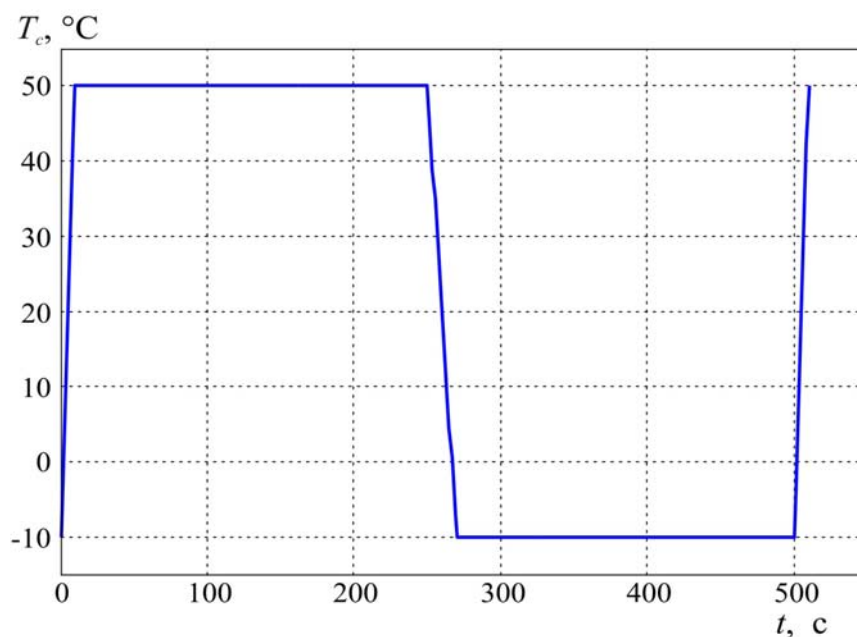


Рис. 5. Заданная временная зависимость рабочей температуры $T_c(t)$ термоэлектрического прибора для рефлексотерапии.

Очевидно, что эта функция имеет периодический характер. Направление тока, обеспечивающего нагрев рабочей поверхности, считается отрицательным, а охлаждение – положительным. На протяжении 10 секунд ток надо изменить от 0.45 А до –0.6 А, меняя при этом направление тока, затем довести его до –0.18 А, чтобы поддерживать нагрев на уровне 50 °C на протяжении 240 с. В дальнейшем для охлаждения меняют направление тока на противоположное, на протяжении 20 с доводят его величину до 0.9 А, а затем уменьшают до 0.45 А, чтобы поддерживать температуру рабочей поверхности прибора на уровне –10 °C в течение следующих 230 секунд. Этот цикл периодически повторяется.

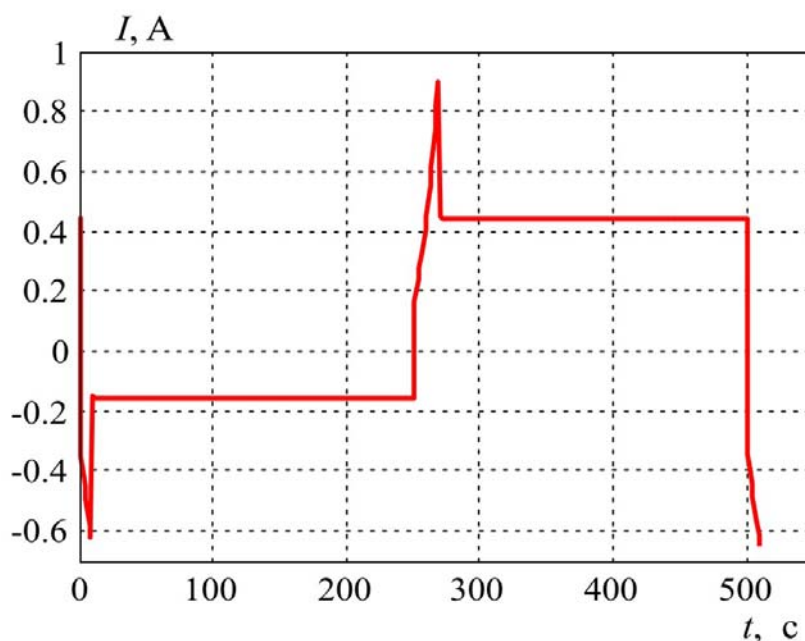


Рис. 6. Рассчитанная функция управления током питания $I(t)$ термоэлектрического модуля.

Таким образом, полученные результаты компьютерного моделирования дают возможность повысить точность прогнозирования циклического температурного влияния на биоактивные точки тела человека и получить положительный лечебный эффект при проведении терапевтических процедур.

Выводы

1. С помощью компьютерного моделирования определена оптимальная временная функция управления током питания термоэлектрических микромодулей в многоканальном приборе для рефлексотерапии, которой обеспечивается заданное циклическое температурное влияние на биоактивные точки тела человека.
2. Такого типа функции используются для конструирования и автокалибровки специального электронного регулятора, который обеспечивает работу системы автоматического управления рабочей температурой термоэлектрического прибора для рефлексотерапии.

Литература

1. Вогралик В. Г. Слово о китайской медицине / В. Г. Вогралик. – Горьковское кн. изд-во, 1959. – 176 с.
2. Вогралик В. Г. Иглорефлексотерапия. Пунктуационная рефлексотерапия / В. Г. Вогралик, М. В. Вогралик. – Горький: Волго-Вятское кн. изд-во, 1978. – 296 с.
3. Мачерет Е. Л. Руководство по рефлексотерапии. / Е. Л. Мачерет, И. З. Самосюк. – К.: Вища школа, 1982. – 304 с.
4. Лихтенштейн В. А. Температурный анализатор, терморегуляция и некоторые вопросы термотерапии / В. А. Лихтенштейн. // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной терапии. – 1989. – №5. – С. 50–53.

5. Коленко Е. А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. / Е. А. Коленко. – Л.: Наука, Изд. 2-е., 1967. – 283 с.
6. Анатычук Л. И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства. / Л. И. Анатычук. – К.: Наук. думка, Справочник, 1979. – 768 с.
7. Лапковский А. Я. Термоэлектрический охладитель “Криозонд” / А. Я. Лапковский. // Холодильная техника. – 1983. – №11. – С. 32-35.
8. Патент UA 8405. Пристрій для терморексотерапії // Анатичук Л. І., Кушнерик Л. Я., Середюк О. І. – 2005.
9. Кушнерик Л. Я. Термоэлектрический прибор для термпунктуры / Л. Я. Кушнерик, В. Н. Цуканов. // Термоэлектричество. – 2001. – №1. – С. 67-71.
10. Кушнерик Л. Я. Термоэлектрические устройства для термо-рефлексотерапии / Кушнерик Л. Я., Демчук Б. Н., Середюк А. И. Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – 2005. – №1. – С. 22 – 25.
11. Анатычук Л. И. Термоэлектрический прибор для рефлексотерапии “АЛТЕК–7009” / Л. И. Анатичук, Г. И. Бобошко, Р. Р. Кобылянский. // Термоэлектричество. – 2007. – № 4. – С. 89 – 96.
12. Оптимальное управление временной зависимостью температуры охлаждения в термоэлектрических устройствах / Л. И. Анатичук, Л. Н. Вихор, М. П. Коцур, Р. Р. Кобылянский, Т. Я. Каденюк. //Термоэлектричество. – № 5. – 2016. – С. 5 – 11.
13. Гольцман Б.М. Полупроводниковые термоэлектрические материалы на основе Bi_2Te_3 . / Б. М. Гольцман, В. А. Кудинов, И. А. Смирнов. – М: Наука, 1972. – 320 с.

Поступила в редакцию 18.07.2017

L. I. Anatyshuk^{1,2} *acad. National Academy of Sciences of Ukraine,*
L. N. Vikhor¹, *Doctor of fis.-math. Sciences,*
R. R. Kobylianskyi^{1,2}, *Candidate fis.-math. Sciences*
T. Ya. Kadeniuk¹, O. V. Zvarych²

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine,
1, Nauky str, Chernivtsi, 58029, Ukraine; *e-mail: anatysh@gmail.com*

²Yu.Fedkovych Chernivtsi National University,
2, Kotsiubynskyi str., Chernivtsi, 58012, Ukraine
e-mail: anatysh@gmail.com

COMPUTER SIMULATION AND OPTIMIZATION OF THE DYNAMIC OPERATING MODES OF THERMOELECTRIC REFLEXOTHERAPY DEVICE

The paper presents the results of computer simulation of optimal dynamic operating modes of thermoelectric reflexotherapy device. Optimal time function of control of power supply current to thermoelectric micromodules in the multichannel reflexotherapy device was determined which ensures given cyclic temperature influence on the bioactive points of the human body. Bibl. 13, Fig. 6.

Key words: computer simulation, optimal dynamic mode, temperature influence, thermoelectric probe, reflexotherapy device.

References

1. Vogralik V.G. (1959). *Slovo o kitaiskoi meditsine [A word on Chinese medicine]*. Gorkii: Gorkovskoe knizhnoie izdatelstvo [in Russian].
2. Vogralik V.G., Vogralik M.V. (1978). *Iglorefleksoterapiia. Punktuatsionnaia refleksoterapiia [Acupuncture. Punctuation reflexotherapy]*. Gorkii: Volgo-Viatskoe knizhnoie izdatelstvo [in Russian].
3. Macheret Ye.L., Samosiuk I.Z. (1982). *Rukovodstvo po refleksoterapii [Manual on reflexotherapy]*. Kyiv: Vyscha shkola [in Russian].
4. Likhtenshtein V.A. (1989). Temperaturnyi analizator, termoregulatsiia i nekotoryie voprosy termoterapii [Temperature analyzer, thermal control and some problems of thermotherapy]. *Voprosy kurortologii, fizioterapii i lechebnoi terapii - Problems of Balneology and Physical Therapy*, 5, 50–53 [in Russian].
5. Kolenko Ye.A. (1967). *Termoelektricheskie okhlazhdaiushchiie pribory [Thermoelectric cooling devices]*. (2nd ed). Leningrad: Nauka [in Russian].
6. Anatyshuk L. I. (1979). *Termoelementy i termoelektricheskie ustroistva. Spravochnik [Thermoelements and thermoelectric devices. Handbook]*. Kyiv: Naukova dumka [in Russian].
7. Lapkovskii A.Ya. (1983). Termoelektricheskii okhladitel “Kriozond” [Thermoelectric cooler “Cryozond”]. *Kholodilnaya tekhnika - Refrigeration Engineering*, 1, 32-35 [in Russian].
8. *Patent of Ukraine 8405*. (2005). Thermoreflexotherapy device. Anatyshuk L.I., Kushneryk L.Ya., Serediuk O.O. [in Ukrainian].
9. Kushneryk L.Ya., Tsukanov V.N. (2001). Termoelektrychnyi prylad dlia termopunktury [Thermoelectric thermopuncture device]. *Termoelektryka – J.Thermoelectricity*, 1, 67-71 [in Ukrainian].
10. Kushneryk L.Ya., Demchuk B.N., Serediuk A.I. (2005). Termoelektricheskie ustroistva dlia termoreflexoterapii [Thermoelectric thermoreflexotherapy devices]. *Tekhnologiya i konstruirovaniie v elektronnoi apparature – Technology and Design in Electronic Equipment*, 1, 22-25 [in Russian].
11. Anatyshuk L.I., Boboshko G.I., Kobylianskyi R.R. (2007). Termoelektrychnyi prylad dlia refleksoterapii “ALTEC-7009” [Thermoelectric reflexotherapy device “ALTEC-7009”]. *Termoelektryka – J.Thermoelectricity*, 4, 89-94 [in Ukrainian].
12. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylianskyi R.R., Kadenuk T.Ya. (2016). Optymalne keruvannia chasovoiu zalezhnistiu temperatury okholodzhennia v termoelektrychnykh prystroiakh [Optimal control of time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices]. *Termoelektryka – J.Thermoelectricity*, 5, 5-11.
13. Goltsman B.M., Kudinov V.A., Smirnov I.A. (1972). *Poluprovodnikovyye termoelektricheskie materialy na osnove Bi₂Te₃ [Semiconductor thermoelectric materials based on Bi₂Te₃]*. Moscow: Nauka [in Russian].

Submitted 18.07.2017