

УДК 537.32



Л. И. Анатычук

Анатычук Л.И.^{1,2}, *акад. НАН Украины,*
Кобылянский Р.Р.^{1,2}, *канд. физ.-мат. наук*

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

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



Р. Р. Кобылянский

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НЕСТАЦИОНАРНОГО ТЕМПЕРАТУРНОГО ВЛИЯНИЯ НА КОЖУ ЧЕЛОВЕКА

В работе приведены результаты компьютерного моделирования циклического температурного влияния на кожу человека в нестационарном режиме. Построена трехмерная компьютерная модель биологической ткани с учетом кровообращения и метаболизма. В качестве примера рассмотрен случай, когда на поверхности кожи находится рабочий инструмент, температура которого изменяется по закону $T(t) = A \cos \omega t$ в диапазоне температур $[-30 \div +30]^\circ\text{C}$. Определены распределения температуры в разных слоях кожи человека в режимах охлаждения и нагрева. Полученные результаты дают возможность прогнозировать глубину промерзания биологической ткани при заданном температурном влиянии. Библ. 20, рис. 4.

Ключевые слова: температурное влияние, кожа человека, нестационарный режим, компьютерное моделирование.

Введение

Криотерапия широко используется в косметологии для омоложения кожи. Известно, что при проведении косметологических процедур с помощью холода стимулируется выработка коллагена и эластина, за счет которых усиливаются процессы регенерации в коже, она подтягивается и тонизируется, а также облущиваются ороговевшие клетки верхнего слоя кожи (пиллинг). Однако следует отметить, что реакция организма во многом зависит от времени и температуры криовоздействия [1 – 3].

В дерматологической практике при проведении криомассажа улучшаются обменные и репаративные процессы и ускоряется регресс воспалительных процессов в случаях хронических дерматозов: происходит усиленное теплообразование и улучшение трофической функции ткани как кожи, так и внутренних органов, стимулируется работа сердца и сосудов, улучшается венозный отток, усиленный теплообмен способствует потере массы тела. Благодаря положительному влиянию на кожу метод криомассажа применяют в комплексном лечении таких заболеваний кожи, как очаговая алопеция, розовые и вульгарные угри, нейродермит ограниченный, кожная чесотка, хроническая экзема, красный плоский лишай, плоские бородавки, кольцевидная гранулема и т.п. [4 – 7].

В литературе встречаются описания положительных применений термоэлектрического охлаждения в дерматологии и косметологии, в частности для лечения поверхностных гемангиом у детей и других поверхностных новообразований [8]. В этой работе доктор Н. Ваусе описывает лечение гемангиом у детей с помощью термоэлектрического охлаждения. Под обследованием находились 673 ребенка на протяжении 4 месяцев. Лечение происходило при температуре -32°C , оптимальное время проведения терапевтических процедур составляло 20 секунд (при экспозиции 40 секунд наблюдался некроз клеток). У 58 % пациентов лечение было успешным с первого раза, в 25 % случаев пришлось пройти повторный курс криотерапии, в 11 % – 3 раза и около 6 % – более 3 раз. Итак, наблюдался положительный лечебный эффект у большинства пациентов при проведении криотерапии с помощью термоэлектрического охлаждения. Это, в свою очередь, показывает, что для лечения некоторых заболеваний кожи, особенно при проведении криомассажа, не обязательно использовать сверхнизкие температуры (жидкий азот -196°C), а достаточно умеренного охлаждения.

Основой криомассажа является быстрое снижение температуры (охлаждение) биологической ткани под влиянием холодного фактора в пределах криостойкости ($5-10^{\circ}\text{C}$) без значительных нарушений терморегуляции организма. При охлаждении биологической ткани ниже порога криостойкости из-за кристаллизации тканевой жидкости наступает ее разрушение (криодеструкция). Это весьма сложный процесс, поскольку важно полностью контролировать терапевтическое влияние, чтобы не превысить порог криостойкости и не повредить здоровые ткани. В большинстве случаев контролировать этот процесс очень сложно [9, 10], поэтому необходимо научиться прогнозировать глубину промерзания слоев кожи при заданном температурном влиянии в разные моменты времени.

Итак, целью данной работы является разработка методики компьютерного моделирования распределения температуры в коже человека в нестационарном режиме.

Компьютерная модель циклического температурного влияния на кожу человека в нестационарном режиме

В данной работе использована физическая модель биологической ткани, приведенная в работах [11-15], на поверхности которой находится медицинский рабочий инструмент, температура которого изменяется со временем по заранее заданному закону. В этих работах показано, что биологическая ткань тела человека представляет собой структуру из трех слоев кожи (эпидермис, дермис, подкожно-жировая клетчатка) и внутренней ткани. Указанные слои кожи имеют разные физические свойства, а именно теплопроводность κ , плотность ρ , удельную теплоемкость C_p и перфузию крови ω_b , значения которых приведены в работе [12].

Для такой модели биологической ткани процессы теплообмена описываются системой нестационарных уравнений теплопроводности в виде [16]:

$$\rho_i C_{p_i} \frac{\partial T_i}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa_i \nabla T_i) + (\rho_b C_{p_b}) \omega_b (T_b - T_i) + q_m, \quad i = 1, \dots, 4, \quad (1)$$

где ρ_i , C_{p_i} , κ_i – плотность, удельная теплоемкость, теплопроводность i -го слоя кожи человека; ρ_b – плотность крови человека; C_{p_b} – удельная теплоемкость крови человека; ω_b – перфузия крови человека; T_b – температура артериальной крови ($T_b = 37^{\circ}\text{C}$); T_i – температура i -го слоя биологической ткани; q_m – тепло, которое выделяется вследствие метаболизма.

Уравнение теплообмена в биологической ткани (1) решается со следующими граничными условиями (2) на поверхностях выбранного объема биологической ткани для произвольного момента времени:

$$T_4(x, y, z, t) \Big|_{\substack{z=b \\ 0 \leq x \leq a \\ 0 \leq y \leq a}} = T_b, \quad T_1(x, y, z, t) \Big|_{\substack{z=0 \\ 0 \leq x \leq c \\ 0 \leq y \leq c}} = T_f(t), \quad q_1(x, y, z, t) \Big|_{\substack{z=0 \\ c \leq x \leq a \\ c \leq y \leq a}} = \alpha \cdot (T_0 - T_1(x, y, 0, t)),$$

$$q_i(x, y, z, t) \Big|_{\substack{0 \leq z \leq b \\ x=0 \\ 0 \leq y \leq a}} = 0, \quad q_i(x, y, z, t) \Big|_{\substack{0 \leq z \leq b \\ x=a \\ 0 \leq y \leq a}} = 0, \quad q_i(x, y, z, t) \Big|_{\substack{0 \leq z \leq b \\ 0 \leq x \leq a \\ y=0}} = 0, \quad q_i(x, y, z, t) \Big|_{\substack{0 \leq z \leq b \\ 0 \leq x \leq a \\ y=a}} = 0, \quad (2)$$

где $i = 1, \dots, 4$; $q_i(x, y, z, t)$ – плотность теплового потока i -го слоя кожи человека; $T_i(x, y, z, t)$ – температура внутри биологической ткани; T_0 – температура окружающей среды ($T_0 = 22^\circ\text{C}$); α – коэффициент конвективного теплообмена поверхности кожи с окружающей средой; $a = 10 \text{ мм}$, $y = 10 \text{ мм}$, $z = 43 \text{ мм}$, $c = 2 \text{ мм}$.

Предельные условия между слоями кожи человека сводятся к равенству температур и тепловых потоков. В начальный момент времени $t = 0$ с полагают, что температура во всем объеме биологической ткани составляет $T = 37^\circ\text{C}$, т.е. начальные условия для решения уравнения (1) следующие:

$$T_i(x, y, z, 0) = T_b, \quad i = 1, \dots, 4. \quad (3)$$

В результате решения краевой задачи (1)-(3) определяются распределения температуры $T_i(x, y, z, t)$ и тепловых потоков в произвольный момент времени во всех 4-х слоях биологической ткани.

В качестве примера в данной работе рассмотрен случай, в котором температура рабочего инструмента $T_f(t)$ меняется в диапазоне рабочих температур $[-30 \div +30]^\circ\text{C}$ по следующему закону:

$$T_f(t) = A \cos \omega t, \quad (4)$$

где $A = 303 \text{ K}$ – амплитуда; $\omega = 2\pi/p$ – частота; $p = 60 \text{ с}$ – период; $t = 240 \text{ с}$ – продолжительность температурного влияния.

Результаты компьютерного моделирования

Была создана трехмерная компьютерная модель биологической ткани в цилиндрической системе координат, на поверхности которой находится охлаждающий элемент. Для построения компьютерной модели использован пакет прикладных программ Comsol Multiphysics [17], что дает возможность проводить моделирование теплофизических процессов в биологической ткани с учетом кровообращения и метаболизма.

Расчет распределений температур и плотности тепловых потоков в биологической ткани осуществлялся методом конечных элементов, 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 предельными условиями. Точность решения поставленной задачи зависит от уровня разбиения и обеспечивается использованием большого количества конечных элементов [17].

В качестве примера на рис. 1–4 приведены распределения температуры и изотермических поверхностей в объеме кожи человека, на поверхности которой размещен рабочий инструмент, температура которого меняется по косинусоидальному закону в диапазоне рабочих температур $[-30 \div +30]^{\circ}\text{C}$ в начальный и конечный моменты времени цикла нагрева-охлаждения.

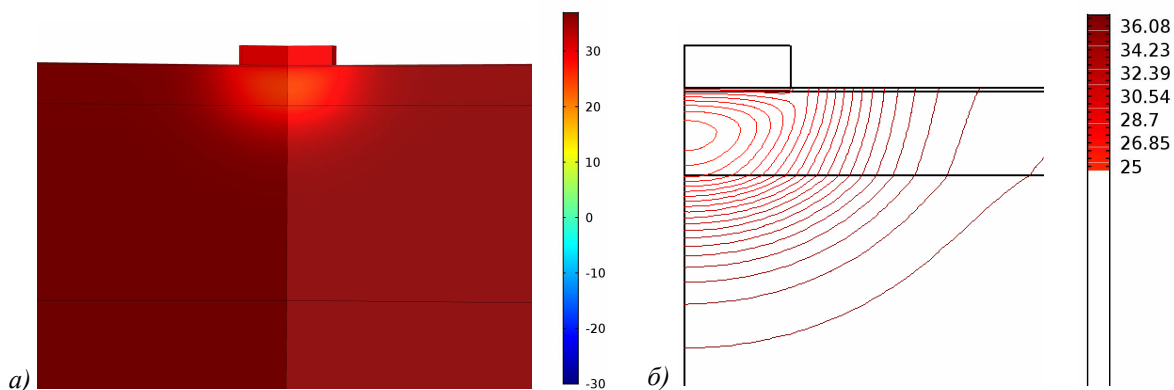


Рис. 1. Распределение температуры (а) и изотермических поверхностей (б) в объеме кожи, на поверхности которой размещен рабочий инструмент при температуре $T = +30^{\circ}\text{C}$ в момент времени $t = 30 \text{ с}$.

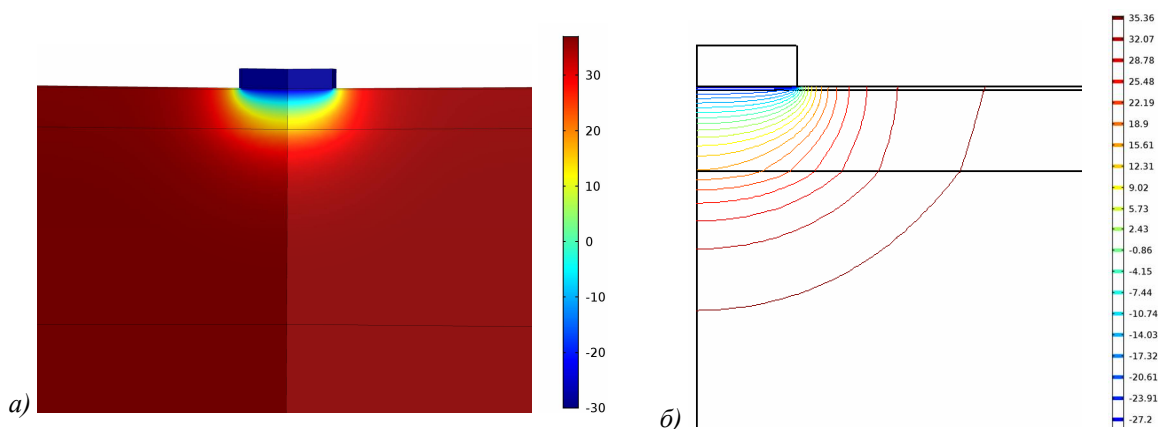


Рис. 2. Распределение температуры (а) и изотермических поверхностей (б) в объеме кожи, на поверхности которой размещен рабочий инструмент при температуре $T = -30^{\circ}\text{C}$ в момент времени $t = 60 \text{ с}$.

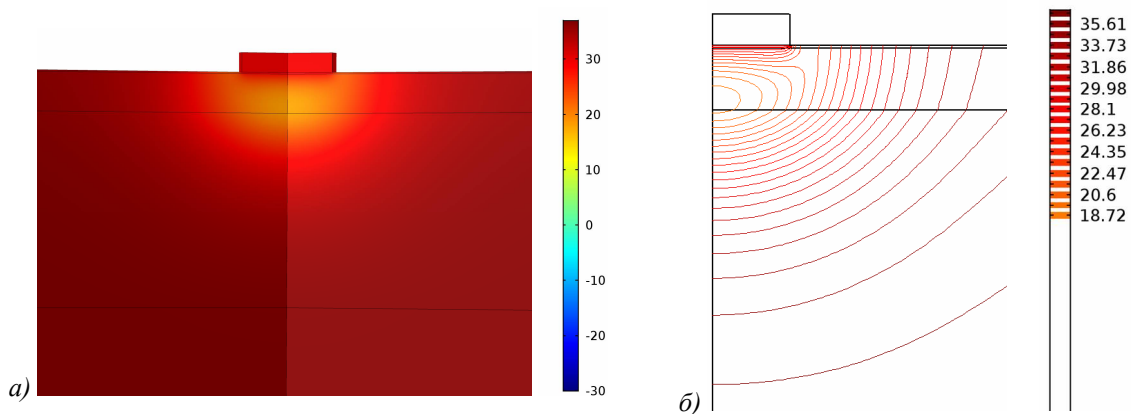


Рис. 3. Распределение температуры (а) и изотермических поверхностей (б) в объеме кожи, на поверхности которой размещен рабочий инструмент при температуре $T = +30^{\circ}\text{C}$ в момент времени $t = 210 \text{ с}$.

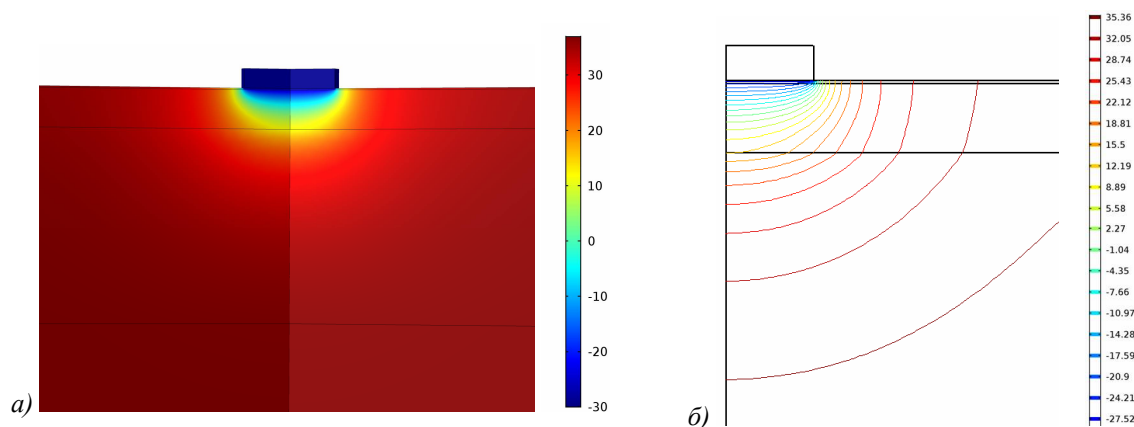


Рис. 4. Распределение температуры (а) и изотермических поверхностей (б) в объеме кожи, на поверхности которой размещен рабочий инструмент при температуре $T = -30^\circ\text{C}$ в момент времени $t = 240$ с.

Из рис. 1, 2 видно, что при $t = 30$ с эпидермис прогревается до температуры 28.7°C , а при $t = 60$ с температура в эпидермисе снижается до -28.8°C . Поскольку верхний слой кожи (эпидермис) имеет наименьшую толщину и перфузия крови в нем $\omega_b = 0$, то температура внутри этого слоя близка к температуре рабочего инструмента. На границе эпидермис-дермис температура равна -23.9°C , на границе дермис-подкожно-жировая клетчатка температура равна 15.6°C . В дальнейшем при повторном циклическом температурном воздействии наблюдается, что при $t = 210$ с после охлаждения температура внутри кожи, к примеру, на границе дермис-подкожно-жировая клетчатка, достигает 18°C , что способствует быстрому расширению сосудов, притока крови к поверхностным слоям кожи и улучшает метаболизм (рис. 3, 4). При $t = 240$ с происходит лучшее охлаждение кожи: на границе эпидермис-дермис температура равна -24.2°C , на границе дермис-подкожно-жировая клетчатка температура равна 8.8°C . Установлено, что при увеличении экспозиции температурного воздействия достигается более глубокое охлаждение слоев кожи. То есть, при продолжительном температурном воздействии ($T = -30^\circ\text{C}$) можно достичь деструкции приповерхностных новообразований кожи [8].

Следует отметить, что рассмотренное в данной работе циклическое температурное воздействие на кожу человека имеет высокую эффективность при лечении некоторых заболеваний кожи и устранении косметологических дефектов кожи [18 – 20]. Под влиянием низких температур сначала происходит кратковременное резкое сужение сосудов кожи, которое со временем быстро сменяется их расширением за счет активации адренэргических волокон. Это, в свою очередь, содействует увеличению скорости обменных процессов внутри тканей и происходит регенерация клеток, увеличивается приток крови, которая доставляет кислород и питательные вещества к клеткам. Активный метаболизм внутри тканей приводит к обновлению организма на клеточном уровне, насыщению клеточных структур питательными веществами, кислородом, стимулирует ход обменных процессов на клеточном уровне. Контрастные циклические изменения температуры стимулируют тонус сосудов дермы, повышают легочную вентиляцию и утилизацию кислорода, усиливают тканевое дыхание.

Полученные результаты дают возможность прогнозировать глубину промерзания слоев кожи человека при заданном циклическом температурном влиянии для достижения максимального эффекта при проведении криомассажа или криодеструкции. Разработанная методика компьютерного моделирования в нестационарном режиме позволяет определять

распределения температуры в разных слоях кожи человека при заведомо заданной произвольной функции изменения температуры рабочего инструмента со временем $T_f(t)$. Также следует отметить, что приведенные выше результаты будут положены в основу разработки конструкции модернизированного термоэлектрического прибора для лечения заболеваний кожи.

Выводы

1. Разработана методика компьютерного моделирования распределения температур в коже человека в нестационарном режиме, который дает возможность прогнозировать результаты локального температурного воздействия на кожу и определять распределения температуры в разных слоях кожи при заранее заданной произвольной временной функции изменения температуры рабочего инструмента $T_f(t)$.
2. В качестве примера, путем компьютерного моделирования определены распределения температур в разных слоях кожи в режимах охлаждения и нагревания при изменении температуры рабочего инструмента по закону $T_f(t) = A \cos \omega t$ в диапазоне температур $[-30 \div +30]^\circ\text{C}$. Полученные результаты дают возможность прогнозировать глубину промерзания биологической ткани при заданном циклическом температурном воздействии.

Литература

1. Дерматология, венерология. Учебник / Под редакцией. Степаненко В.И. Киев, 2012. - 904с.
2. Ахтямов С.Н., Бутов Ю.С. Практическая дерматокосметология. Учебное пособие. Москва, 2003. - 394 с.
3. Буренина И.А. Современные методики криотерапии в клинической практике. Вестник современной клинической медицины. 2014. Том 7, приложение 1.57. – 61 с.
4. Deonizio J., Werner B., Fabiane A. Mulinari-Brenner. Histological Comparison of Two Cryopeeling Methods for Photodamaged Skin. *Hindawi Publishing Corporation*. 2014. P. 1-5.
5. Mourot L., Cluzeau C. Jacques regnard hyperbaric gaseous cryotherapy: effects on skin temperature and systemic vasoconstriction. *archives of physical medicine and rehabilitation*, November 2007. P. 1339 - 1343.
6. Земсков В.С., Гасанов Л.И. Низкие температуры в медицине – К.: Наукова думка. – 1988. – 278 с.
7. Грищенко В.И., Сандомирский Б.П., Коллонтай Ю.Ю. Практическая криомедицина. - К.: Здоровье. - 1987. - 248 с
8. H. Bause. Kryotherapie lokalisierter klassischer, Neues Verfahren mit Peltier-Elementen (-32°C) Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschr Kinderheilkd* – 2004. 152:16-22.
9. Пономаренко Г. Н. Физиотерапия в косметологии. - Спб.: Вмеда, 2002. - 356 с.
10. Задорожный Б.А. Криотерапия в дерматологии (Библиотека практического врача). - К.: Здоровье. - 1985. -72 с.
11. Анатычук Л.И., Вихор Л.Н., Коцур М.П., Кобылянский Р.Р., Каденюк Т.Я. Оптимальное управление временной зависимостью температуры охлаждения в термоэлектрических устройствах // Термоэлектричество. – 2016. – № 5. - С.5-11.

12. Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р., Каденюк Т.Я. Компьютерное моделирование локального теплового влияния на кожу человека // Термоэлектричество. - 2017. – № 1. - С.69-79.
13. Анатычук Л.И., Вихор Л.Н., Кобылянский Р.Р., Каденюк Т.Я. Компьютерное моделирование и оптимизация динамических режимов работы термоэлектрического прибора для лечения заболеваний кожи // Термоэлектричество. - 2017. – № 2. - С.44-57.
14. Анатычук Л.И., Вихор Л.Н., Кобылянский Р.Р., Каденюк Т.Я., Зварыч О.В. Компьютерное моделирование и оптимизация динамических режимов работы термоэлектрического прибора для рефлексотерапии // Термоэлектричество. - 2017. – № 3. - С.68-78.
15. L. Anatyshuk, L. Vikhor, M. Kotsur, R. Kobylanskyi, T. Kadenuk. Optimal Control of Time Dependence of Temperature in Thermoelectric Devices for Medical Purposes // International Journal of Thermophysics". - International Journal of Thermophysics (2018) 39:108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
16. Pennes H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm *J. Appl. Physiol.* 1948. Vol. 1. no. 2. P. 93 – 122.
17. COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. 2010. 804 p.
18. Анатычук Л.И., Денисенко О.И., Кобылянский Р.Р., Каденюк Т.Я. Об использовании термоэлектрического охлаждения в дерматологии и косметологии // Термоэлектричество. – 2015. – № 3. – С. 57-71.
19. Кобылянский Р.Р., Каденюк Т.Я. О перспективах использования термоэлектричества для лечения заболеваний кожи холодом // Научный вестник Черновицкого университета: сборник науч. работ. Физика. Электроника. – Т. 5, Вып. 1. – Черновцы: Черновицкий национальный университет, 2016. – С. 67-72.
20. Анатычук Л.И., Денисенко О.И., Кобылянский Р.Р., Каденюк Т.Я., Перепичка М.П. Современные методы криотерапии в дерматологической практике // Клиническая и экспериментальная патология. – Том XVI. – №1 (59). – 2017. – С. 150-156.

Поступила в редакцию 16.05.2018

L.I. Anatyshuk^{1,2}, acad. National Academy of Sciences of Ukraine,
R.R.Kobylanskyi^{1,2}, Candidate Phys.-math. Sciences

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, 58000, Ukraine

COMPUTER SIMULATION OF THE UNSTEADY TEMPERATURE EFFECT ON HUMAN SKIN

This paper presents the results of computer simulation of cyclic temperature effect on human skin in the unsteady mode. A three-dimensional computer model of biological tissue with regard to blood circulation and metabolism has been built. As an example, the case is considered when the skin surface accommodates a work tool whose temperature varies by the law in the temperature range $[-30 \div +30]^{\circ}\text{C}$. Temperature distributions in different human skin layers in heating and cooling modes have been determined. The results obtained make it possible to predict the depth of biological tissue freezing with a given temperature effect. Bibl. 20, Fig. 4.

Key words: temperature effect, human skin, unsteady mode, computer simulation.

References

1. *Dermatologiya, venerologiya. Uchebnik [Dermatology, venerology. Textbook]*. Stepanenko V.I. (Ed.). Kyiv: 2012 [in Russian].
2. Akhtiamov S.N., Butov Yu.S. (2003). *Prakticheskaya dermatokosmetologiya. Uchebnoye posobiye. [Practical dermacosmetology. Manual]*. Moscow: Meditsina [in Russian].
3. Burenina I.A. (2014). Sovremennyye metodiki krioterapii v klinicheskoi praktike [Modern cryotherapy methods in clinical practice]. *Vestnik sovremennoi klinicheskoi meditsiny – Bulletin of Modern Clinical Medicine*, 7, 1, 57 – 61 [in Russian]
4. Deonizio J., Werner B., Fabiane A. Mulinari-Brenner. (2014). *Histological comparison of two cryopeeling methods for photodamaged skin*. Hindawi Publishing Corporation, 2014, 1–5.
5. Mourot L., Mourot L., Cluzeau C., Regnard J. (2007). Hyperbaric gaseous cryotherapy: effects on skin temperature and systemic vasoconstriction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, November 2007, 1339 – 1343.
6. Zemskov V.S., Gasanov L.I. (1988). *Nizkiiye temperatury v meditsine [Low temperatures in medicine]*. Kyiv: Naukova dumka [in Russian].
7. Hryshchenko V.I., Sandomyrskiy B.P., Kolontai Yu.Yu. (1987). *Prakticheskaya kriomeditsina [Practical cryomedicine]*. Kyiv: Zdorovie [in Russian].
8. H. Bause. (2004). Kryotherapie lokalisierter klassischer, Neues Verfahren mit Peltier-Elementen (-32°C) Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschr Kinderheilkd – 2004*. 152:16–22.
9. Ponomarenko G.N. (2002). *Fizioterapiya v kosmetologii [Physiotherapy in cosmetology]*. St.Petersburg: Voenno-Meditsinskaia Akademiya [in Russian].
10. Zadorozhnyi B.A. (1985). *Krioterapiya v dermatologii (Biblioteka prakticheskogo vracha). [Cryotherapy in dermatology (Library of practicing physician)]*. Kyiv: Zdorovie [in Russian].
11. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2016). Optimal control of time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices. *J.Thermoelectricity*, 5, 5-11.
12. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal effect on human skin. *J. Thermoelectricity*, 1, 66 – 75.
13. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric device for treatment of skin diseases. *J.Thermoelectricity*, 2, 44-57.
14. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya., Zvarych O.V. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric reflexotherapy device. *J.Thermoelectricity*, 3, 68-78.
15. L. Anatyshuk, L. Vikhor, M. Kotsur, R. Kobylanskyi, T. Kadaniuk. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*. 39:108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.

16. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm *J. Appl. Physiol.* 1 (2), 93 – 122.
17. COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. 2010. 804 p.
18. Anatyчук L.I., Denisenko O.I., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya. (2015). On the use of thermoelectric cooling in dermatology and cosmetology. *J. Thermoelectrcity*, 3, 57-71.
19. Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya. (2016) Pro perspektyvy vykorystannia termoelektryky dlia likuvannia zakhvoriuvan shkiry kholodom [On the prospects of using thermoelectricity for treatment of skin diseases with cold]. *Naukovy visnyk Chernivetskogo universitetu: zbirnyk naukovykh ptrats. Fyzyka. Elektronika - Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collection of Scientific Papers. Physics. Electronics*, 5, 1, 67 – 72 [in Ukrainian].
20. Anatyчук L.I., Denisenko O.I., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya., Perepichka M.P. (2017). Modern methods of cryotherapy in dermatological practice. *Klinichna ta etsperimentalna patologiia- Clinical and Experimental Pathology*, XVI, 1 (59), 150-156 [in Ukrainian].

Submitted 16.05.2018