

УДК 621.593

Моделирование динамики изменения температуры кожных покровов в процессе общего криотерапевтического воздействия

Д. ЕРЕЖЕП¹, А. Ф. МИНИКАЕВ², д-р техн. наук В. А. ПРОНИН³
¹darhan_13@corp.ifmo.ru, ²artyr_minikaev@mail.ru, ³maior.pronin@mail.ru
Университет ИТМО
Д-р техн. наук В. П. ЗАХАРЕНКО
ЗАО «Барренс»

В статье приводятся результаты численного моделирования распределения температурных полей и тепловых потоков в кожных покровах человека в ходе общекриотерапевтического воздействия. Результаты получены с использованием математической модели теплообмена между потоком газовой среды (пары жидкого азота) и биологическим объектом (пациентом общекриотерапевтического воздействия) в трехмерной нестационарной постановке. Исследование выполнено с применением метода конечных элементов в пакете прикладных программ Comsol Multiphysics. Модель включала в себя слои биологической ткани (эпидерма, дерма, внутренняя ткань, подкожный слой) и воздушную среду (пары азота). Расчеты процессов теплопереноса в биологической ткани производились с использованием модуля Bioheat Transfer. В уравнении теплопроводности было учтено выделение теплоты биологических тканей человека. Поток газообразного азота считался ламинарным. Расчеты ламинарного потока проводились в модуле Laminar Flow и описывались уравнением Навье-Стокса. Два модуля были объединены с помощью стандартных мультифизических средств программы Comsol Multiphysics. Для проверки сходимости результатов выполнен анализ модели стандартными инструментами. При расчетах все материалы приняты изотропными. Созданная нестационарная компьютерная модель позволяет описать распределение тепловых полей в кожных покровах в процессе общекриотерапевтического воздействия. Полученные результаты могут быть применены для модернизации режимов криосаун и конструирования новых криосаун с улучшенным криотерапевтическим эффектом, без вреда пациенту.

Ключевые слова: моделирование, тепловой поток, теплопроводность, температура, общее криотерапевтическое воздействие, криотерапевтический эффект.

Информация о статье:

Поступила в редакцию 28.12.2017, принята к печати 24.05.2018

DOI: 10.17586/1606-4313-2018-17-2-71-77

Язык статьи — русский

Для цитирования:

Ережеп Д., Миникаев А. Ф., Пронин В. А., Захаренко В. П. Моделирование динамики изменения температуры кожных покровов в процессе общего криотерапевтического воздействия // Вестник Международной академии холода. 2018. № 2. С. 71–77.

Modeling the temperature changes of skin cover in the process of cryotherapeutic exposure

D. YEREZHEP¹, A. F. MINIKAEV², D. Sc. V. A. PRONIN³
¹darhan_13@corp.ifmo.ru, ²artyr_minikaev@mail.ru, ³maior.pronin@mail.ru
ITMO University
D. Sc. V. P. ZAKHARENKO
CJSC Barrens

The results of numerical modeling the distribution of temperature fields and heat fluxes in the skin of a person during the general therapy action are presented. The results were obtained using a mathematical model of heat exchange between the flow of a gaseous medium (liquid nitrogen vapour) and a biological object (a patient of general therapeutic effect) in a three-dimensional nonstationary formulation. The study was carried out using the finite element method in the Comsol Multiphysics application package. The model included layers of biological tissue (epidermis, dermis, internal tissue, subcutaneous layer) and air medium (nitrogen vapors). Calculations of heat transfer processes in biological tissue were performed using the Bioheat Transfer module. In the heat equation the heat of human biological tissues was taken into account. The flow of gaseous nitrogen was considered to be laminar one. Laminar flow calculations were performed in the Laminar Flow module and described by the Navier-Stokes equation. Two modules were combined by Comsol Multiphysics. To check the convergence of the results the model is analyzed by the built-in tools for assessing the quality of elements. In the calculations all materials are assumed to be isotropic. The created non-stationary computer model allows describing

the distribution of thermal fields in the skin integument during the general therapy action. The results obtained can be applied when modernizing cryochamber regimes and designing new cryochamber with improved cryotherapy effect without any harm to the patient.

Keywords: modeling, heat flow, thermal conductivity, temperature, total cryotherapy, cryotherapy effect.

Article info:

Received 28/12/2017, accepted 24/05/2018

DOI: 10.17586/1606-4313-2018-17-2-71-77

Article in Russian

For citation:

Yerezhep D., Minikaev A. F., Pronin V. A., Zakharenko V. P. Modeling the temperature changes of skin cover in the process of cryotherapeutic exposure. *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda*. 2018. No 2. p. 71–77.

Введение

Положительный эффект холода в медицине известен с давних времен, объекты с низкой температурой, такие как снежные и ледяные смеси, использовались для лечения широкого спектра заболеваний [1]. В настоящее время исследования в области холодной терапии продолжают стремительно развиваться. Современный метод холодного воздействия на организм человека, называемый общим криотерапевтическим воздействием или криотерапией всего тела (WBC), широко применяется в косметологии и медицине. Здесь эффект WBC направлен на снижение температуры воспаленной ткани, так как холод ограничивает симптомы воспаления [2, 3]. Низкая температура хладагента приводит к более быстрой первой фазе, то есть к сужению просвета кровеносных сосудов, вызывающих снижение кровоснабжения. Криотерапевтическое воздействие защищает от отеков тканей, вызванных повреждениями, сдавливанием или смещением тканей [4]. Анальгезирующий эффект общекриотерапевтического воздействия может продолжаться в течение нескольких часов [5]. Наилучший результат от физиотерапевтического эффекта WBC достигается в том случае, когда температура поверхности объекта приближается к минимально допустимому уровню $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$ [6]. Однако, воздействие паров азота на биологический объект, сопровождаемое снижением температуры кожных покровов ниже $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$, может привести к обморожению и необратимому разрушению тканей [7–9].

WBC осуществляется в криогенной камере или криосауне в окружающей среде при температуре криогенного газа (от -110 до $-140\text{ }^{\circ}\text{C}$), экспозиция варьируется от 1 до 3 мин [10, 11]. Обычно криокамеры имеют системы автоматического управления, позволяющие регулировать условия процесса, такие как: температура, скорость газа и влажность [12], что делает криокамеры более удобными в использовании [13].

Однако, из-за неоднородного распределения температуры газа в криокамере существует риск переохлаждения локального покрова [12]. Следовательно, одной из актуальных проблем WBC является измерение температуры кожи во время терапии, так как до сих пор не решены задачи, связанные с анализом температурных полей, как на поверхности, так и внутри кожных покровов объекта WBC.

Для изучения температурных полей в кожных слоях объекта WBC было применено моделирование данного

процесса, так как измерение температурных полей в кожных слоях объекта, как во время криотерапии, так и после затруднительно [14]. На данный момент, как нам известно, нет работ, которые исследовали бы температурные распределения внутри кожных покровов объекта при воздействии криогенных температур на данный объект. В настоящей работе приведены попытки применения моделирования, методом конечных элементов, кожного покрова объекта общего криотерапевтического воздействия. Сложность процесса представляет собой несколько аспектов, таких как решение нестационарной задачи, включающей в себя процессы эффективной теплопроводности ткани и влекущей за собой искажение физической картины нестационарной теплопередачи через многослойный объект, содержащий внутренний источник теплоты.

Постановка задачи моделирования

Особый интерес при проведении исследований представляет компьютерное моделирование, позволяющее получить распределение температурных полей и установить расчетные значения температуры поверхности кожи в процессе WBC.

Компьютерная 3D-модель была создана методом конечных элементов в программном комплексе Comsol Multiphysics. Для упрощения модели, было принято решение моделировать определенный слой человеческого тела в районе грудной клетки. Геометрия модели включала участок кожного покрова грудной клетки человеческого тела, выполненного в виде слоистого эллиптического цилиндра и части криосауны (рис. 1). Геометрическая модель фрагмента криосауны представляла собой полый цилиндр высотой 50 мм и диаметром 800 мм, объем которого заполнен газообразным азотом.

Для описания теплофизических свойств азота были использованы данные библиотеки материалов программного комплекса и приведены ниже (табл. 1). Материал криокамеры имеет следующие параметры: $\kappa = 0,04\text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$; $\rho = 80\text{ кг/м}^3$; $C_p = 1470\text{ Дж/(кг}\cdot\text{К)}$. Деталь, имитирующая участок грудной клетки, имитируется в виде цилиндра с эллиптическим основанием длиной $l = 100\text{ мм}$, диаметрами $d_1 = 100\text{ мм}$, $d_2 = 100\text{ мм}$. Теплофизические свойства слоев [15–16], образующих этот фрагмент, приведены в табл. 2.

Таблица 1

Свойства газообразного азота, используемого в моделировании

Table 1

The properties of gaseous nitrogen used for modelling

T, K	$\rho, \text{кг/м}^3$	$C_p, \text{Дж/(кг}\cdot\text{К)}$	$\kappa, \text{Вт/(м}\cdot\text{К)}$	$\mu, 10^{-5} \text{Па}\cdot\text{с}$
100	3,65	1038,88	0,0091	0,6580
150	2,44	1039,01	0,0137	0,9806
200	1,82	1038,98	0,0181	1,2774
250	1,46	1039,12	0,0222	1,5483
300	1,21	1039,71	0,0258	1,7806
350	1,04	1041,06	0,0291	2,0065
400	0,90	1043,75	0,0323	2,2064

Таблица 2

Теплофизические свойства биологической ткани тела человека

Table 2

Thermophysical properties of human skin' biological tissue

Слои биологической ткани	Толщина, мм	Удельная теплоемкость, Дж/(кг·К)	Скорость перфузии крови ткани, м ³ /с·м ³	Теплопроводность, Вт/(м·К)	Плотность, кг/м ³
Эпидермис	0,09	3590	0	0,24	1200
Дерма	2	3300	0,00125	0,45	1200
Подкожный слой	10	2500	0,00125	0,19	1200
Внутренняя ткань	30	4000	0,00125	0,5	1200

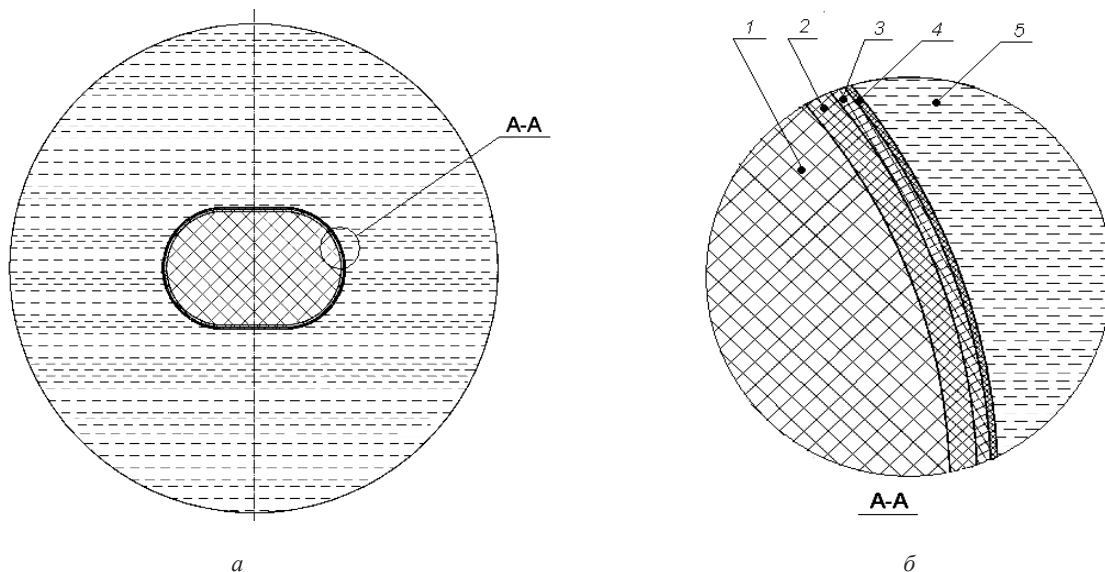


Рис. 1. Модель участка кожного покрова грудной клетки человеческого тела (слоистый эллиптический цилиндр) и части криокамеры: а — схематичное изображение модели; б — увеличенное изображение участка слоев модели:

1 — внутренняя ткань, 2 — подкожный слой, 3 — дерма, 4 — эпидермис, 5 — газовая среда (азот)

Fig. 1. Human breast skin (laminated elliptical cylinder) and a part of cryochamber: a — model diagram; б — enlarged layers of the model: 1 — internal tissue, 2 — subcutaneous layer, 3 — dermis, 4 — epidermis, 5 — gas medium (nitrogen)

Уравнения модели

Моделирование выполнено методом конечных элементов в программном пакете COMSOL Multiphysics. Для математического описания биологических тканей использовался модуль Bioheat Transfer [17]. Этот модуль используется для моделирования переноса тепла в биологической ткани. Он учитывает источники тепла от перфузии крови и метаболизма в классическом уравнении теплопроводности:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla(\kappa \nabla T) = q + q_{\text{bio}}. \tag{1}$$

Тепловыделение биологических тканей q_{bio} описывалась уравнением:

$$q_{\text{bio}} = \rho_b C_{p,b} \omega_b (T_b - T) + q_{\text{мет}}, \tag{2}$$

где ρ — плотность ткани; C_p — удельная теплоемкость при постоянном давлении ткани; T — абсолютная темпе-

ратура ткани; q — тепловым потоком проводимости в ткани; ρ_b — плотность крови; $C_{p,b}$ — удельная теплоемкость крови при постоянном давлении; ω_b — скорость перфузии крови; T_b — температура артериальной крови; $q_{\text{мет}}$ — тепловыделение метаболическим источником тепла [18–20].

Тепловые свойства кожи важны для анализа переноса тепла между организмом объекта и окружающей средой, а также для измерения кровотока. Однако точные методы получения свойств не установлены, т. к. многие факторы влияют на их поведение, такие как температура, состояние кровеносных сосудов, возраст, пол и т.п. [21].

Уравнения теплопроводности для моделирования переноса тепла в азоте описывался следующим уравнением:

$$q = \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p u \Delta T + \nabla(-\kappa \Delta T), \quad (3)$$

где ρ — плотность азота; C_p — теплоемкость азота, T — температура паров азота; u — скорость движения; t — время; κ — коэффициент теплопроводности потока азота.

Поток паров азота был задан зависимостью от времени, считался ламинарным и описывался уравнением Навье — Стокса [22]:

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \rho(u \cdot \nabla u) = \nabla \left[-\rho \cdot I + \mu(\nabla u + (\nabla u)T) - \frac{2}{3} \mu(\nabla u)I \right] + F, \quad (4)$$

где u — скорость потока; μ — динамическая вязкость, F — объемная сила, I — единичная матрица.

Граничные условия

В качестве граничного условия для всей боковых границ биологической ткани выступал подвод теплоты $q_{\text{био}}$. Верхняя поверхность эпидермы обменивалась теплотой с потоком азота. Боковые стены камеры считались теплоизолированными.

Зависимость температуры и скорости паров азота от времени показана на рис. 2. Для создания потока азо-

та, на нижней и верхней свободной поверхности камеры величина давления принималась равной 0 Па. Начальное значение температуры поверхностей стенок камеры было приняты равной комнатной $t = 24$ °С.

Параметры решателя и сетки

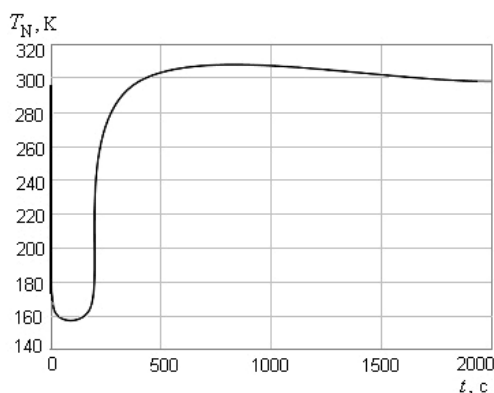
Модель рассматривалась как нестационарная и рассчитывалась для временного промежутка равного 2000 с, с временным шагом 10 с. Сетка имела форму тетраэдра, число элементов составило 645456, число границ — 70828. Для построения сетки использовались настройки по умолчанию, позволяющие программе выбирать оптимальный размер элемента для повышения сходимости задачи. Минимальный размер элемента составил 0,3 мм, максимальный 4,6 мм.

Обсуждение результатов

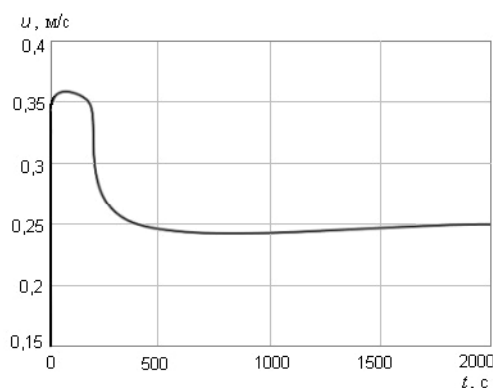
Компьютерное моделирование процесса охлаждения поверхности тела пациента с помощью WBC в газообразной среде проводилось в промежутке времени от 0 до 180 с, в следующем промежутке от 180 до 2000 с был смоделирован процесс восстановления температуры тела человека до нормальных температур в комнатных условиях. Общий вид воздействия криогенного газа на исследуемый объект изображен на рис. 3.

Зависимость изменения температуры в разных слоях биологической ткани в промежутке времени от 0 до 180 с и последующем промежутке от 180 до 2000 с сеанса криотерапии показана на рис. 4. Температура наружной поверхности тела зависит от интенсивности конвективного отвода теплоты в окружающую среду. Считается, что в комфортных условиях температура поверхности кожи составляет 32 °С. При воздействии низких температур, необратимое поражение ткани наступает при достижении температуры эпидермы в $t = -2$ °С и снижении температуры тканей ядра более чем на 1 °С [14].

Известно, что функционирование любой живой системы происходит в условиях непрерывного обмена с окружающей средой, веществом, энергией, импульсом,



а



б

Рис. 2. Зависимость температуры и скорости паров азота от времени:

а — зависимость температуры паров азота от времени; б — зависимость скорости паров азота от времени

Fig. 2. The dependence of nitrogen vapor temperature and velocity on time:

а — vapor temperature; б — vapor velocity

что сопровождается изменением физиологического состояния живой системы [23]. Характерным отражением биоэнергетических процессов является тепловой поток с поверхности кожи человека.

Заклучение

В результате проведенного исследования, создана модель, представляющая собой структуру слоистой биологической ткани, которая взаимодействовала с криогенным газом, моделируемым процесс WBC. Данная модель является удобной платформой для изучения влияния параметров криотерапии (скорости и температуры теплоносителя, экспозиции сеанса и т. д.) на тепловые процессы, имеющие место в тканях человеческого тела. В представленной работе показано, что снижение температуры на верхней поверхности эпидермы в период времени WBC приводит к увеличению температуры дермы, подкожного слоя и внутренней ткани. Повышение температуры объясняется усилением кро-

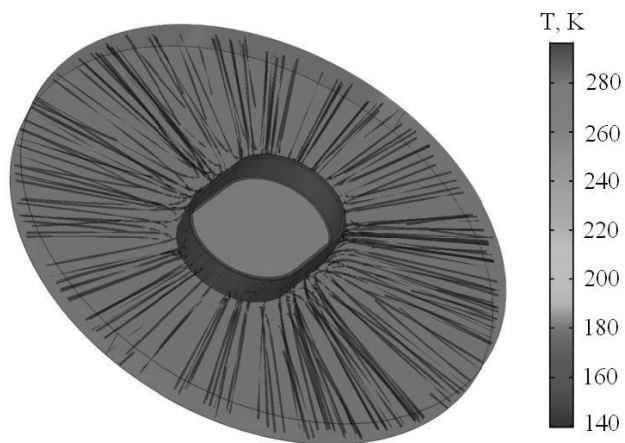


Рис. 3. Изображение температурных полей и направления паров азота

Fig. 3. Nitrogen vapor temperature fields and routing

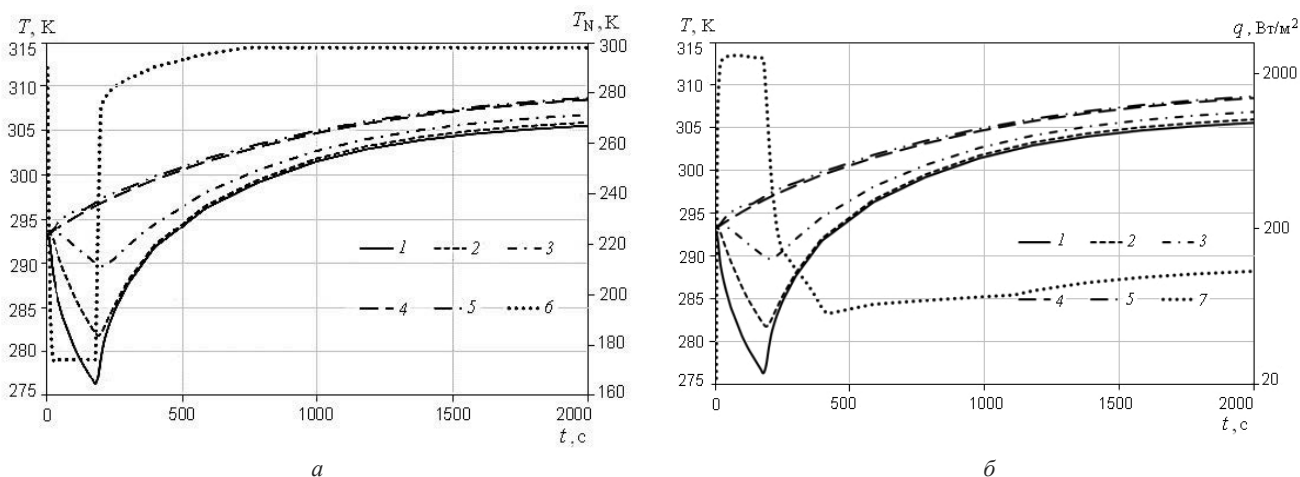


Рис. 4. Временная зависимость от температуры:

а — временная зависимость от температуры слоев ткани и паров азота; б — временная зависимость от температуры слоев ткани и плотности теплового потока исходящего от поверхности кожи; 1 — минимальное значение температуры в эпидермисе, 2 — минимальное значение температуры в дерме; 3 — минимальное значение температуры в подкожном слое; 4 — минимальное значение температуры во внутренней ткани; 5 — максимальное значение температуры во внутренней ткани; 6 — зависимость температуры газовой среды в слоях, контактирующих с эпидермисом; 7 — зависимость плотности теплового потока исходящего от поверхности кожи

Fig. 4. Time dependence on the temperature:

а — of tissue layers and nitrogen vapours; б — of tissue layers and heat flux from skin surface; 1 — minimum temperature in epidermis, 2 — minimum temperature in dermis; 3 — minimum temperature in subcutaneous layer; 4 — minimum temperature in internal tissue; 5 — maximum temperature in internal tissue; 6 — the dependence of gas temperature in layers close to epidermis; 7 — the dependence of heat flux from skin surface

вообращения, вызванным воздействием экстремально низких температур на поверхности человеческого тела, что и подтверждает разработанная модель. Модель позволяет определить характер зависимости температуры каждого слоя от времени криосеанса и время возвращения температурного поля в исходное состояние. Вели-

чина температурного изменения ΔT меняется в зависимости от скорости подачи и температуры азота, времени сеанса и индивидуальных особенностей пациента. Данные результаты могут быть применены для определения длительности и степени криотерапевтического эффекта, и дальнейшей модернизации криосаун.

Литература (References)

1. Dugué B., Leppanen E. Adaptation related to cytokines in man: effects of regular swimming in ice-cold water. *Clinical physiology functional imaging*. 2000. V. 20. No 2. P. 114–121. Doi: 10.1046/j.1365-2281.2000.00235.x.
2. Banfi G., Melegati G., Barassi A. and d'Eril GM. Effects of the whole-body cryotherapy on NTproBNP, hsCRP and troponin I in athletes. *J Sci Med Sport*. 2009. V. 12. No 6. P. 609–10. Doi: 10.1016/j.jsams.2008.06.004.
3. Bouzigon R., Grappe F., Ravier G., Dugue B. Whole- and partial-body cryostimulation/cryotherapy: Current technologies and practical applications. *Journal of Thermal Biology*. 2016. V. 61. P. 67–81. Doi: 10.1016/j.jtherbio.2016.08.009.
4. Adam J. Cryothérapie corps entier: histoire, concept et matériel Whole-body cryotherapy: History, concept and equipment. *Kinésithérapie, la Revue*. 2014. V.14. P. 41–44. Doi: 10.1016/j.kine.2014.06.005
5. Bertrand D., Mesure S. La cryothérapie corps entier: une nouvelle approche thérapeutique // *Kinésithérapie, la Revue*. 2014. V. 14 (152-153). P. 45–55. Doi: 10.1016/j.kine.2014.06.004.
6. Mesure S., Catherin-Marcel B. and Bertrand D. La cryothérapie corps entier: littérature et perspectives de recherche. *Kinésithérapie, la Revue*. 2014. V. 14 (152-153). P. 56–60. Doi: 10.1016/j.kine.2014.06.003.
7. Polidori G., Marreiro A., Pron H., Lestriez P., Boyer F. C., Quinart H., Tourbah A. and Taïar R. Theoretical modeling of time-dependent skin temperature and heat losses during whole-body cryotherapy: A pilot study. *Med. Hypotheses*. 2016. V. 96. P. 11–15. Doi: 10.1016/j.mehy.2016.09.019.
8. Cuttell S., Hammon L., Langdon D. and Costello J. Individualising the exposure of –110°C whole body cryotherapy: The effects of sex and body composition. *J Therm Biol*. 2017. V. 65. P. 41–47. Doi: 10.1016/j.jtherbio.2017.01.014.
9. De Nardi M., La Torre A., Benis R., Sarabon N. and Fonda B. Acute effects of whole-body cryotherapy on sit-and-reach amplitude in women and men. *Cryobiology*. 2015. V. 71. No 3. P. 511–513. Doi: 10.1016/j.cryobiol.2015.10.148.
10. Dugué B., Smolander J., Westerlund T., Oksa J., Nieminen R., Moilanen E. and Mikkelsen M. Acute and long-term effects of winter swimming and whole-body cryotherapy on plasma antioxidative capacity in healthy women. *Scand. J. Clin. Lab. Invest.* 2005. V. 65. No 5. P. 395–402. Doi: 10.1080/00365510510025728.
11. Lubkowska A. Cryotherapy: Physiological Considerations and Applications to Physical Therapy. *Physical Therapy Perspectives in the 21st Century — Challenges and Possibilities (InTech)*. 2012. Chapter 7. P. 155–177. Doi: 10.5772/35055.
12. Баранов А. Ю., Савельева А. В., Сидорова А. Ю., Карцева Ю. А. Оценка величины теплопритоков через верхнее сечение индивидуальных криобассейнов // *Вестник Международной академии холода*. 2010. № 2. [Baranov A. Yu., Savelieva A. V., Sidorova A. Yu., Kartseva Yu. A. Estimate of the magnitude of heat inflow through the upper cross section of individual cryobasins. *Journal IAR*. 2010. No 2. (in Russian)]
13. Savica M., Fonda B. and Sarabon N. Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryocabin. *J Therm Biol*. 2013. V.38 No (4. P. 186–191. Doi: 10.1016/j.jtherbio.2013.02.004.
14. Баранов А. Ю., Малышева Т. А. О выборе методики исследования эффектов общего криотерапевтического воздействия // *Биомедицина*. 2015. № 2. С. 37–46. [Baranov A. Yu., Malysheva T. A. About the choice of a technique for investigating the effects of a general cryotherapeutic effect. *Biomedicine*. 2015. No 2. P. 37–46. (in Russian)]
15. Xu F., Lu T. J., Seffen K. A., Ng E. Y. K. Mathematical Modeling of Skin Bioheat Transfer. *Applied mechanics reviews*. 2009. V. 62. N 5. P. 1–35. Doi: 10.1115/1.3124646.
16. Jiang S. C., Ma N., Li H. J., Zhang X. X. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*. 2002. V. 28. N. 8. p. 713–717. Doi: 10.1016/S0305-4179(02)00104-3.
17. Buzdov B. K. Mathematical modeling of biological tissue cryodestruction. *Applied Mathematical Sciences*. 2014. V. 8. N 57. P. 2823–2831. Doi: 10.12988/ams.2014.43148.
18. Haemmerich D., Chachati L., Wright A. S, Mahvi D. M., Lee F. T., Webster J. G. Hepatic radiofrequency ablation with internally cooled probes: effect of coolant temperature on lesion size. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2003. V. 50. N 4. P. 493–500. Doi: 10.1109/TBME.2003.809488
19. Tungjitkusolmun S., Woo E. J., Cao H., Tsai J. Z., Vorperian V. R., Webster J. G. Thermal-electrical finite element modelling for radio frequency cardiac ablation: effects of changes in myocardial properties. *Medical & biological engineering & computing*. 2008. V. 38. N 5. P. 562–568. Doi: 10.1007/BF02345754.
20. Chang I. A. Considerations for thermal injury analysis for RF ablation devices. *The open biomedical engineering journal*. 2010. V. 4. P. 3–12. Doi: 10.2174/1874120701004020003.
21. Ibarra-Prieto M. F., Luna J. M., Hernandez-Guerrero A., Luviano-Ortiz J. L. Thermal recovery of cutaneous neoplasm during cryosurgery. *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition (IMECE 2015)*, Houston, USA, 2015. V 3. Doi:10.1115/IMECE2015-52816.
22. Gresho P. M. and Sani R. L. 2000 Incompressible Flow and the Finite Element Method, Volume 2: Isothermal Laminar Flow (John Wiley & Sons) p. 1112.
23. Иванов К. П. Основы энергетики организма. Т. 1: Общая энергетика, теплообмен и терморегуляция. — Л.: Наука, Ленингр. отделение, 1990. 303 с. [Ivanov K. P. Fundamentals of the energy of the organism. V. 1: General energy, heat exchange and thermoregulation. L.: Science: Leningr. Department, 1990. 303 p. (in Russian)]

Сведения об авторах

Ережеп Дархан

аспирант кафедры Теплофизики и теоретических основ теплохладотехники Университета ИТМО,
191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9,
darhan_13@corp.ifmo.ru

Миникаев Артур Фаилевич

аспирант кафедры Инженерного проектирования систем жизнеобеспечения Университета ИТМО,
191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9,
artyr_minikaev@mail.ru

Пронин Владимир Александрович

д.т. н., профессор, заведующий кафедрой Инженерного проектирования систем жизнеобеспечения Университета ИТМО,
191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9,
maior.pronin@mail.ru

Захаренко Валентин Петрович

д.т. н., директор ЗАО «Барренс», 190020, Санкт-Петербург, Набережная Обводного канала., 148, корп. 2, лит. Б,
office@barrens.ru

Information about authors

Yerezhep Darkhan

graduate student of Department of Thermophysics and theoretical bases heating and refrigerating engineers of ITMO University,
191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9,
darhan_13@corp.ifmo.ru

Minikayev Artur Failevich

postgraduate student of the Department of engineering design of life support systems of ITMO University,
191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9,
artyr_minikaev@mail.ru

Pronin Vladimir Aleksandrovich

D. Sc., professor, head of the Department of engineering design of life support systems of ITMO University,
191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9,
maior.pronin@mail.ru

Zakharenko Valentin Petrovich

D. Sc., Director of CJSC Barrens,
190020, Russia, St. Petersburg, Naberezhnaya Obvodny Canal., 148,
office@barrens.ru

ПОЗДРАВЛЯЕМ С ЮБИЛЕЕМ!



КазАХП

Объединение юридических лиц в форме ассоциации
«КАЗАХСТАНСКАЯ АССОЦИАЦИЯ ХОЛОДИЛЬНОЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ»
Республика Казахстан, г. Алматы, 050008, пр. Абая, 52 «Г», офис 103
Тел./факс: +7-(727)-392-25-09
Моб.: +7-(777)-232-92-54
E-mail: kahpinfo@gmail.com

Уважаемый Александр Владимирович!

Вот уже 25 лет Международная академия холода (МАХ) является одной из крупнейшей, профессиональной общественной организацией, объединяющей ведущих ученых и специалистов в областях холодильной и криогенной техники, системам кондиционирования воздуха, технологий хранения и переработки пищевых продуктов.

За прошедшие 25 лет, после объединения холодильщиков под эгидой Международной академии холода, холодильная индустрия обеспечивает выполнение передовых научных исследований, применяемых в пищевой промышленности, в нефтегазовой и химической отраслях, в системах тепло- и хладоснабжения и возобновляемых источников энергии, в спортивных сооружениях.

Международная академия холода также оказывает значительное влияние на развитие холодильной промышленности Казахстана. При участии МАХ, в целях объединения образования и науки с предприятиями холодильной промышленности и представления их интересов, была создана Казахстанская Ассоциация холодильной промышленности (КазАХП).

В настоящее время КазАХП активно сотрудничает с Представительством МАХ Казахстана, совместно проводятся международные конференции «Казахстан — Холод», независимые технические экспертизы, консалтинг, курсы по технической эксплуатации и безопасности работы с озоноразрушающими веществами и др.

Казахстанская Ассоциация холодильной промышленности, искренне поздравляет Вас со знаменательным юбилеем, желает Международной академии холода дальнейшего процветания и международного признания, достижения намеченных высот в деле консолидации ученых, специалистов бизнес-структур в области развития холодильных технологий и подготовки высококвалифицированных кадров, дальнейших успехов в Вашей деятельности на благо России, стран СНГ и всего человечества!

*Президент Казахстанской Ассоциации холодильной промышленности
Цой А. П.*