

УДК 621.593

## Анализ влияния криотерапии на различные толщины кожного покрова с использованием численного моделирования

Д. ЕРЕЖЕП<sup>1</sup>, А. Ф. МИНИКАЕВ<sup>2</sup>, Е. В. СОКОЛОВА<sup>3</sup>,  
д-р техн. наук В. А. ПРОНИН<sup>4</sup>

<sup>1</sup>darhan\_13@corp.ifmo.ru, <sup>2</sup>artyr\_minikaev@mail.ru, <sup>3</sup>evlogvinenko@corp.ifmo.ru, <sup>4</sup>maior.pronin@mail.ru  
Университет ИТМО

*Рассматривается метод измерения температуры покровных тканей человека во время общего криотерапевтического воздействия (WBC). Исследованы физические процессы, в устройстве для криотерапевтического воздействия на организм человека (криосауна). Компьютерная модель объекта исследования построена с использованием методом конечных элементов, в пробной версии программного продукта Comsol Multiphysic. Математическая модель позволяет рассчитать температуру покровных тканей во время процедуры WBC и по ее окончанию. Изучена зависимость интенсивности потерь теплоты от толщины покровных тканей. Использован модуль Bioheat Transfer, что позволило учитывать тепловое влияние. Сформулированы рекомендации по выбору режимов криосауны. Исследования направлены на повышение эффективности и безопасности WBC за счет индивидуальных характеристик пациентов.*

**Ключевые слова:** моделирование, тепловой поток, температура, криосауна, криотерапевтический эффект, WBC.

### Информация о статье:

Поступила в редакцию 29.06.2018, принята к печати 24.08.2018

DOI: 10.17586/1606-4313-2018-17-4-35-42

Язык статьи — русский

### Для цитирования:

Ережеп Д., Миникаев А. Ф., Соколова Е. В., Пронин В. А. Анализ влияния криотерапии на различные толщины кожного покрова с использованием численного моделирования // Вестник Международной академии холода. 2018. № 4. С. 35–42.

## Influence of cryotherapy on various thicknesses of skin with the use of numerical simulation

D. YEREZHEP<sup>1</sup>, A. F. MINIKAEV<sup>2</sup>, E. V. SOKOLOVA<sup>3</sup>, D. Sc. V. A. PRONIN<sup>4</sup>

<sup>1</sup>darhan\_13@corp.ifmo.ru, <sup>2</sup>artyr\_minikaev@mail.ru, <sup>3</sup>evlogvinenko@corp.ifmo.ru, <sup>4</sup>maior.pronin@mail.ru  
ITMO University

*The method of measuring the temperature of human integumentary tissues during the general cryotherapy treatment (WBC) is considered. Physical processes have been investigated in the device for cryotherapeutic treatment of the human body (cryochamber). The computer model of the research object is constructed using the finite element method, in a trial version of the Comsol Multiphysic software product. The mathematical model makes it possible to calculate the temperature of the coverslips during and after the WBC procedure. The dependence of heat flux losses on the thickness of the integumentary tissues was studied. The Bioheat Transfer module was used, which allowed taking into account the thermal effect. Recommendations are formulated on the choice of cryochamber regimes. The research is aimed at increasing the effectiveness and safety of the WBC through the individual characteristics of patients.*

**Keywords:** modeling, heat flow, temperature, cryochamber, cryotherapy effect, WBC.

### Article info:

Received 28/12/2017, accepted 24/18/2018

DOI: 10.17586/1606-4313-2018-17-4-35-42

Article in Russian

### For citation:

Yerezhep D., Minikaev A. F., Sokolova E. V., Pronin V. A. Influence of cryotherapy on various thicknesses of skin with the use of numerical simulation. *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda*. 2018. No 4. p. 35–42.

## Введение

Технологию криостимуляции терморецепторов кожного покрова криогенным газом называют Whole Body Cryotherapy (WBC). В России этот метод обозначают холодовой терапией или криотерапией [1]. WBC широко используют в косметологии и медицине. Для реализации WBC требуются специальные криогенные устройства (криосауны), которые вентилируют кабину пациента криогенным газом с температурой от  $-140$  до  $-110$  °С. Экспозиция охлаждения составляет от 1 до 3 мин [2–3]. Существуют кабины для пациентов различной конструкции. Анализ эффективности этих конструкций проведен в работе [4].

Процедура WBC запускает в организме человека механизмы самотестирования и коррекции, стимулирует улучшение обменных процессов в травмированных органах, ускоряет процесс лечения [5–8]. Криотерапия широко применяется как универсальное средство профилактики ряда заболеваний — онкологии, ревматоидного артрита, поллиноза, остеопороза и др. [9–11]. Это определяет высокую социальную значимость процедуры, что приводит к необходимости обеспечения медицинских учреждений в России эффективной и безопасной техникой для WBC.

В соответствии с теплофизической теорией WBC [1], для достижения максимального лечебного эффекта от процедур необходимо охлаждение поверхности кожного покрова пациента до температуры  $t_{\text{терм}} = -2$  °С. Охлаждение поверхности ниже  $-2,5$  °С приведет к непоправимому ущербу кожного покрова объекта WBC [12–14].

С учетом опасности обморожения поверхности, задача контроля температуры кожного покрова объекта во время WBC необычайно актуальна. Существует риск локального переохлаждения кожного покрова объекта WBC из-за неоднородности распределения потока криогенного газа в криокамере. Режим подачи криогенного газа в зону WBC рассчитан для пациента со среднестатистическими характеристиками тела, это обеспечивает безопасность основной массы пациентов, но может существенно снижать субъективную эффективность процедуры. Так как пациенты имеют кожный покров разной толщины. Анализ последствий WBC воздействия на кожный покров различной толщины, позволит разработать специальные режимы подачи газа в криокабину.

Возникают трудности при проведении физических исследований подобного рода, в том числе из-за проблем с измерением мгновенных значений температуры газа. Использование традиционных датчиков температур затруднительно, так как в ходе одного сеанса WBC температура газа изменяется с амплитудой свыше 150 К и темпом более 1 К/с [15]. Тепловая инерция серийных датчиков температуры не позволяет достоверно определять температуру газовой среды или поверхность кожного покрова пациента во время процедуры WBC. Можно проанализировать изменения температуры кожного покрова пациента с помощью компьютерного моделирования.

## Постановка задачи математического моделирования

Компьютерное моделирование процедуры WBC позволяет определить оптимальные температурные условия

процедуры. Основным интересом представляет распределение температуры по толщине кожного покрова и вдоль оси движения газа, поэтому в математической модели формируется двумерный массив конечных элементов. Поперечный разрез объекта исследований (криокабины с пациентом) показан на рис. 1.

В данной работе планируется смоделировать и рассмотреть пятнадцать различных моделей. В каждой модели будет варьироваться как толщина кожного покрова моделируемого объекта, так и режим работы криотерапевтической установки. Толщина подкожного слоя объекта криотерапевтического воздействия будет исследоваться в пределах (рис. 1, поз. 7) от 10 мм до 30 мм с шагом 5 мм. Максимальная скорость подачи криогенного газа приложенной к площади поверхности (рис. 1, поз. 2) будет варьироваться в пределах от 2,5 до 3,85 м/с (см. табл. 1).

Объект WBC представлен в виде системы эллипсов, которые имитируют слой мышечной (рис. 1, поз. 6) и жировой ткани (рис. 1, поз. 7).

## Методы и материалы исследования

Численный анализ теплового потока от поверхности тела и температурных полей по толщине кожного покрова объекта WBC выполнен методом конечных элементов с помощью программного продукта COMSOL Multiphysics. Объект исследования описан сеткой, которая в среднем состоит из семи тысяч элементов треугольной формы и более семисот граничных элементов.

Криогенный газ непрерывно поступал из канала 2 (рис. 1). Значения температуры и скорости криогенного газа приведены в виде табл. 1. После завершения процедуры, камера заполнялась атмосферным и скорость воздуха 0,2 м/с. Свойства криогенного газа и свойства материала криокамеры основаны на материалах работы [2].

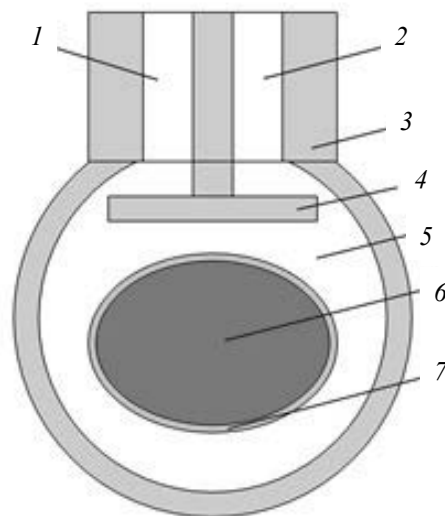


Рис. 1. Схема криокамеры: 1 — выход воздуха, 2 — вход воздуха, 3 — камера, 4 — стеночный, 5 — свободный выход воздуха в окружающую среду, 6 — мышечный слой, 7 — подкожный слой (варьируется в ходе эксперимента)

Fig. 1. A cryochamber scheme: 1 — air outlet, 2 — air inlet, 3 — chamber, 4 — wall, 5 — free air outlet into the ambient, 6 — muscular layer, 7 — subcutaneous layer (varies during the experiment)

Таблица 1  
Значения температуры и скорости газа

Table 1  
Gas temperature and velocity values

Время $t$ , с	Температура $T$ , К	Скорость $u$ , м/с		
		1 режим	2 режим	3 режим
0	298	0,15	0,15	0,15
12	160	2,5	3	3,85
160	160	2,5	3	3,85
180	298	0,2	0,2	0,2
2000	298	0,2	0,2	0,2

Физические свойства слоев кожного покрова объекта WBC, используемые в этой модели, приведены в табл. 2 и определены данными работы [16].

**Уравнения математической модели**

Расчеты процессов переноса теплоты в биологической ткани проводились с использованием модуля Bioheat Transfer. Учитывалось перфузия крови, что повышает достоверность результатов [17].

Данный дополнительный подвод теплоты от перфузии крови включен в уравнение  $q_{bio}$  [18].

Уравнение теплопроводности с учетом подвода теплоты перфузией:

$$\rho C_p \cdot \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot \mathbf{q} = q + q_{bio}, \quad (1)$$

где  $q_{bio}$  — биологический подвод теплоты:

$$q_{bio} = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + q_{met}, \quad (2)$$

где  $\rho_b$  — плотность крови [19];  $C_b$  — удельная теплоемкость крови;  $\omega_b$  — скорость перфузии крови [20];  $T_b$  — температура артериальной крови;  $q_{met}$  — теплота метаболизма.

Уравнение теплопроводности для газовой среды:

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

где  $\rho$  — плотность;  $C_p$  — теплоемкость;  $T$  — абсолютная температура;  $t$  — время;  $\mathbf{u}$  — вектор скорости,  $\mathbf{q}$  — тепловой поток,  $q$  — распределенные источники теплоты.

Плотность теплового потока:

$$\mathbf{q} = -\kappa \cdot \nabla T, \quad (4)$$

где  $\kappa$  — коэффициент теплопроводности.

Режим движения газа турбулентный, который описан математически с помощью стандартной турбулентной модели  $k$ - $\varepsilon$  [21]. Модель использует два дополнительных уравнения переноса и две зависимые переменные: турбулентную кинетическую энергию  $k$  и скорость турбулентной диссипации,  $\varepsilon$ .

Турбулентная вязкость газа определяется как:

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon}, \quad (5)$$

где  $C_\mu$  — константа (см. табл. 3).

Таблица 2  
Размеры слоев и свойств материалов

Table 2  
Dimensions of layers and properties of the materials

Тип ткани	Толщина, мм	$\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	$C_p$ , Дж/(кг·К)	$\kappa$ , Вт/(м·К)
Мышечный слой	30	1041	3456	0,439
Подкожный жировой слой	10; 15; 20; 25; 30	1093	3600	0,389

Уравнение переноса турбулентной кинетической энергией ( $k$ ) имеет вид:

$$\rho \frac{\partial k}{\partial t} + \rho \mathbf{u} \cdot \nabla k = \nabla \cdot \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \nabla k \right] + P_k - \rho \varepsilon, \quad (6)$$

где  $P_k$ :

$$P_k = \mu_t \left[ \nabla \mathbf{u} : (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T) - \frac{2}{3} (\nabla \cdot \mathbf{u})^2 \right] - \frac{2}{3} \rho k \nabla \cdot \mathbf{u}. \quad (7)$$

Уравнение переноса для скорости турбулентной диссипации  $\varepsilon$  имеет вид:

$$\rho \cdot \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \rho \mathbf{u} \cdot \nabla \varepsilon = \nabla \cdot \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \nabla \varepsilon \right] + C_{\varepsilon 1} \frac{\varepsilon}{k} P_k - C_{\varepsilon 2} \rho \frac{\varepsilon^2}{k}, \quad (8)$$

где  $\mathbf{u}$  — вектор скорости,  $\mu_t$  — вихревая вязкость.

Константы модели в уравнениях (5–6, 8), определяются экспериментально из [21], их значения приведены в табл. 3.

Таблица 3  
Константы, используемые в расчетах

Table 3  
Constants used in calculations

Константы	Значение
$C_\mu$	0,09
$C_{\varepsilon 1}$	1,44
$C_{\varepsilon 2}$	1,92
$\sigma_k$	1,0
$\sigma_\varepsilon$	1,3

**Результаты исследований**

На рис. 2 показано распределение скорости криогенного газа при разных режимах работы криокамеры в моменты времени, когда скорость газа достигают максимального значения (рис. 2, а), а также при снижении подачи газа (рис. 2, б). Рост скорости криогенного газа на выходе в криокамеру, вызывает рост скоростей паров азота по всему периметру в сечении криокамеры.

На рис. 3 показана зависимость температуры кожного покрова объекта WBC в интервале времени от 0

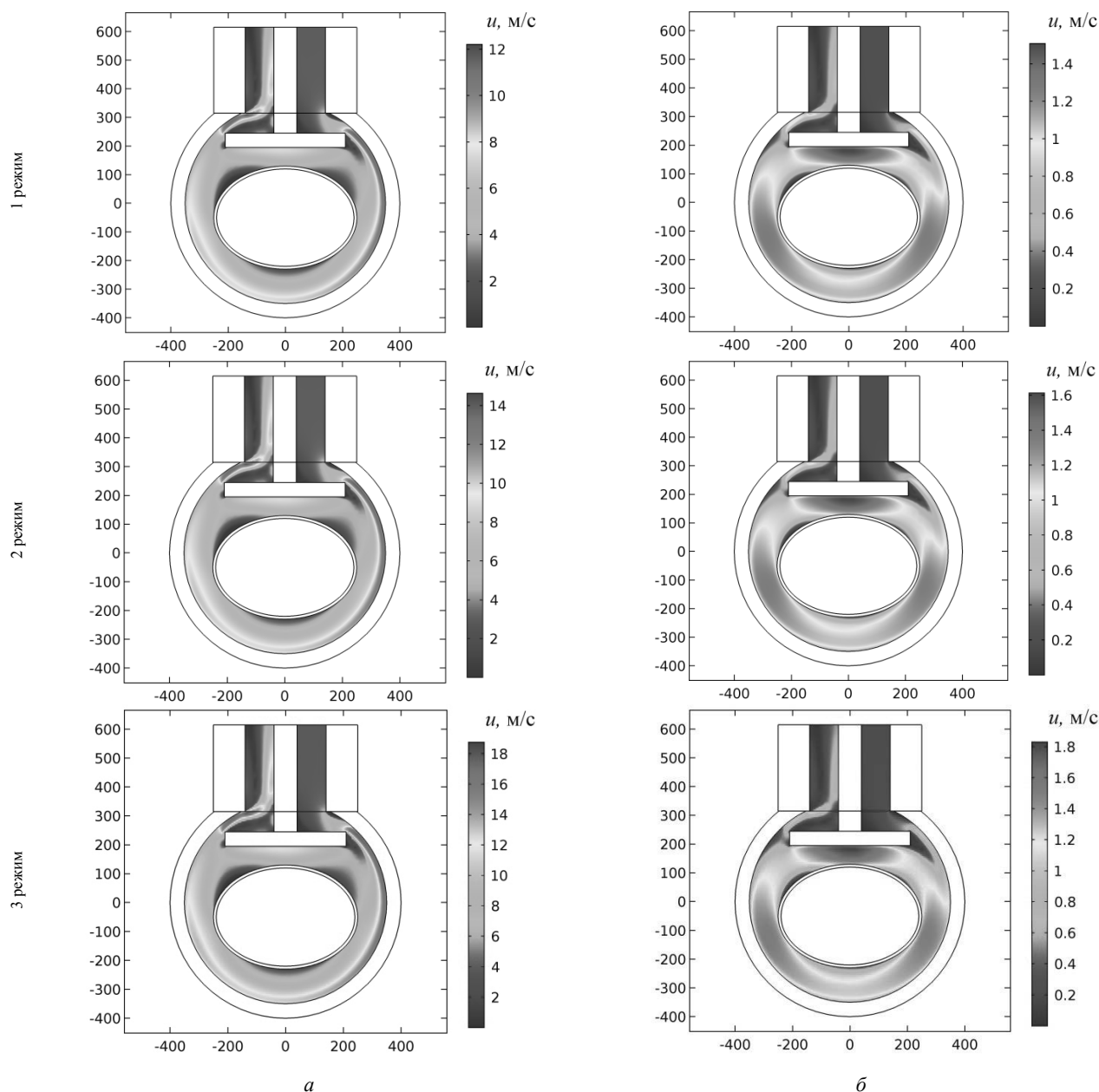


Рис. 2. Распределение скорости паров криогенного газа в зависимости от режима работы криокамеры:  
а —  $t=160$  с; б —  $t=200$  с

Fig. 2. Distribution of the vapor velocity of cryogenic gas depending on the operating mode of the cryochamber:  
а —  $t=160$  s; б —  $t=200$  s

до 2000 с. Интенсивное охлаждение кожного покрова объекта WBC происходило в интервале времени от 0 до 180 с.

Достижение максимальной экспозиция WBC  $\tau_{\max}$  ограничивается условиями безопасности пациента [15]. Условия гипотермической безопасности представляют собой ограничения допустимого снижения температуры на поверхности тела пациента  $T_{i-1} > 271$  К и на границе жирового и мышечного слоев  $T_{i-n2} > T_{i-n\max} - 1 = 306$  К [1]. Из внешнего условия гипотермической безопасности пациента следует, что температура поверхности объекта может изменяться сравнительно в малом диапазоне температур:  $271 \leq T_0 \leq 306$  К, т. е.  $\Delta T_0 \leq 36$  К.

На основании условий гипертермической безопасности, можем сделать вывод, что при первом и втором режиме криотерапии противопоказано данное воздей-

ствие группе пациентов с толщиной кожного покрова 10 мм (см. рис. 3, режимы 1, 2).

При моделировании 3 режима криотерапии, при котором максимальные скорости газа достигают 18 м/с (рис. 2). Максимальный криотерапевтический эффект получают пациенты с толщиной кожного покрова 25–30 мм (см. рис. 3, режим 3). Однако, группа пациентов с толщиной кожного покрова 10–20 мм, получили бы критические повреждения кожного покрова, если бы принимали процедуры криотерапии при выбранном третьем режиме работы установки.

Для оценки тепловой нагрузки на систему криостатирования кабины важно определить тепловой поток с поверхности кожного покрова объекта WBC. На рис. 4 представлены результаты вычисления величины теплового потока.

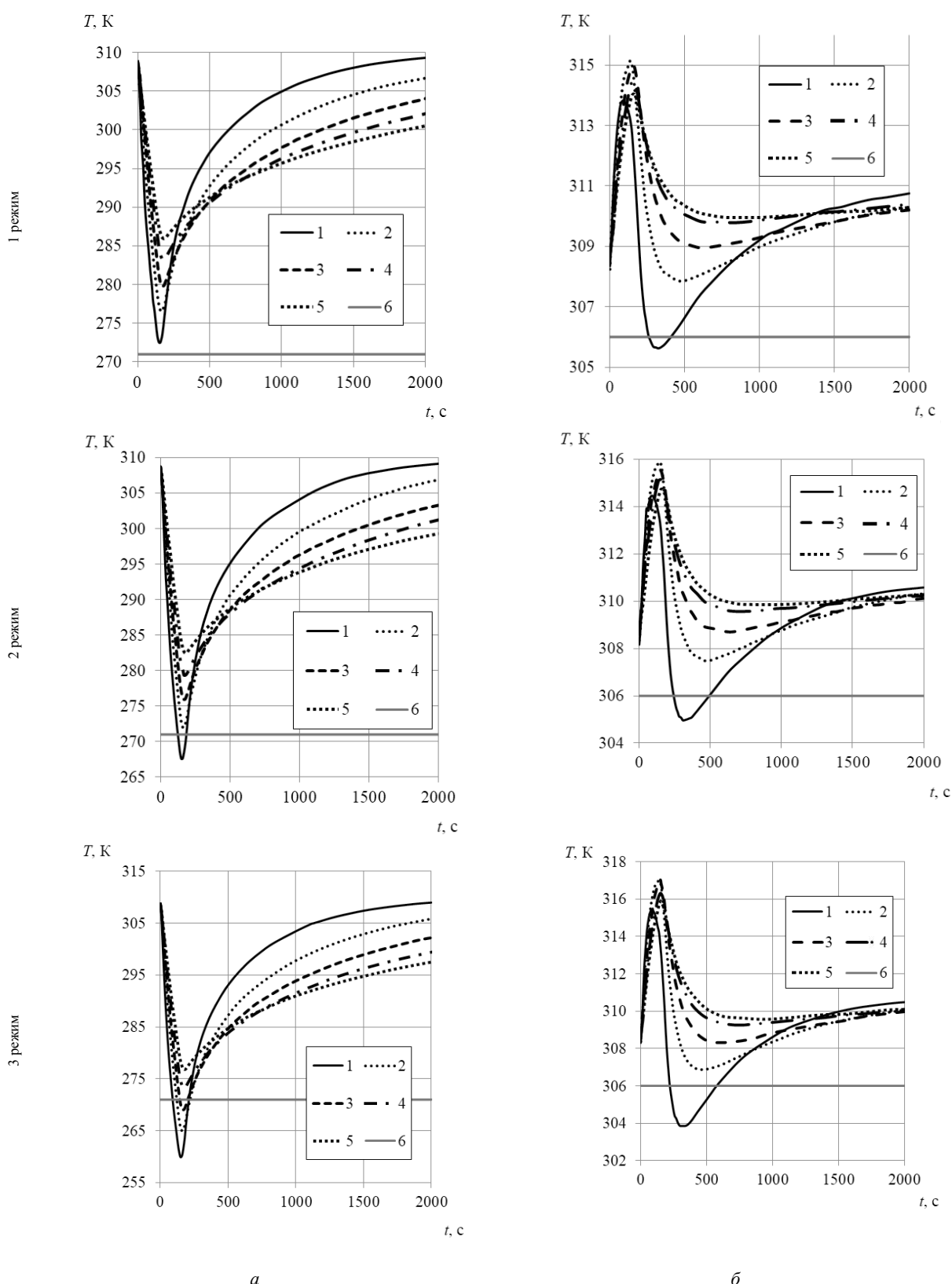


Рис. 3. Распределение температуры кожных покровов по времени, в зависимости от режима эксплуатации криокамеры: а — временная зависимость температуры подкожного слоя (варьируется в ходе эксперимента); б — временная зависимость температуры мышечного слоя; 1 — толщина подкожного слоя  $h=10$  мм; 2 — толщина подкожного слоя  $h=15$  мм; 3 — толщина подкожного слоя  $h=20$  мм; 4 — толщина подкожного слоя  $h=25$  мм; 5 — толщина подкожного слоя  $h=30$  мм; 6 — критическая температура слоя кожного покрова обусловленного условием гипотермической безопасности

Fig. 3. Temperature distribution of the skin over time, depending on the mode of operation of the cryochamber: а — the time dependence of the temperature of the subcutaneous layer (varies during the experiment); б — time dependence of the temperature of the muscle layer; 1 — thickness of subcutaneous layer  $h=10$  mm; 2 — thickness of subcutaneous layer  $h=15$  mm; 3 — thickness of subcutaneous layer  $h=20$  mm; 4 — thickness of subcutaneous layer  $h=25$  mm; 5 — thickness of subcutaneous layer  $h=30$  mm; 6 — critical temperature of the layer of the skin due to hypothermic safety

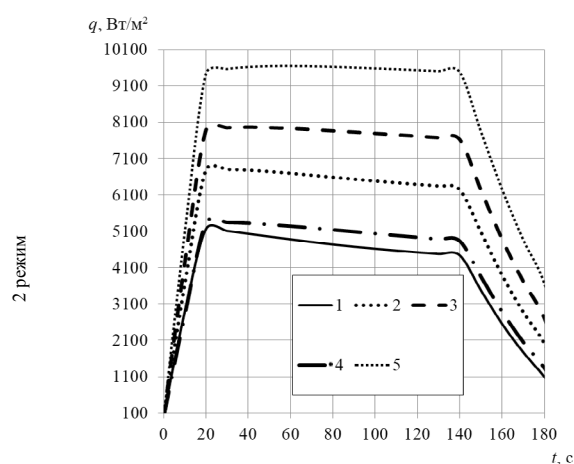
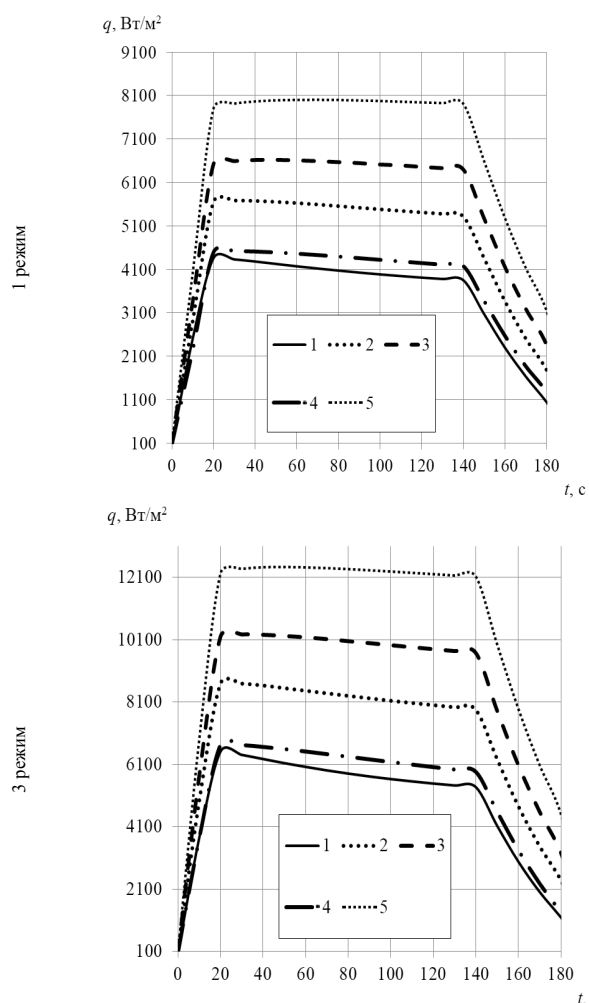


Рис. 4. Распределение максимальной плотности теплового потока исходящего от поверхности кожного покрова по времени, в зависимости от режима эксплуатации криокамеры:

1 — толщина подкожного слоя  $h=10$  мм; 2 — толщина подкожного слоя  $h=15$  мм; 3 — толщина подкожного слоя  $h=20$  мм; 4 — толщина подкожного слоя  $h=25$  мм; 5 — толщина подкожного слоя  $h=30$  мм

Fig. 4. Distribution of the density of heat flux emanating from the surface of the skin over time, depending on the operating mode of the cryochamber: 1 — thickness of the subcutaneous layer  $h=10$  mm; 2 — thickness of subcutaneous layer  $h=15$  mm; 3 — thickness of subcutaneous layer  $h=20$  mm; 4 — thickness of subcutaneous layer  $h=25$  mm; 5 — thickness of subcutaneous layer  $h=30$  mm

## Заключение

В проведенном исследовании рассмотрено пятнадцать математических моделей объекта криотерапевтического воздействия. Моделирование процесса криотерапевтического воздействия проведено с помощью метода конечных

элементов. Показаны условия обеспечивающие высокий физиотерапевтический эффект при соблюдении условий гипотермической безопасности. Это позволяет формулировать рекомендации по выбору режима движения газа в криосауне с учетом субъективных показателей пациента.

## Литература

1. Баранов А. Ю. Низкотемпературные установки медицинского назначения. Ч. 1. Аппараты для общего криотерапевтического воздействия. — СПб.: Университет ИТМО, 2016. 178 с.
2. Ережпеп 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. DOI: 10.17586/1606-4313-2018-17-2-71-77.
3. 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.
4. Yezhep D., Tukmakova A. S., Fomin V. E., Masalimov A., Asach A. V., Novotelnova A. V., Baranov A. Yu. Numerical analysis of whole-body cryotherapy chamber design improvement // Journal of Physics: Conf. Series. 2018. V. 1015. P. 032151. DOI: 10.1088/1742-6596/1015/3/032151.

## References

1. Baranov A. Yu. Low-temperature installations for medical purposes. Part 1. Apparatus for general cryotherapy. SPb.: ITMO University, 2016. 178 p. (in Russian)
2. Yezhep 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. DOI: 10.17586/1606-4313-2018-17-2-71-77. (in Russian)
3. 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.
4. Yezhep D., Tukmakova A. S., Fomin V. E., Masalimov A., Asach A. V., Novotelnova A. V., Baranov A. Yu. Numerical analysis of whole-body cryotherapy chamber design improvement. *Journal of Physics: Conf. Series*. 2018. V. 1015. P. 032151. DOI: 10.1088/1742-6596/1015/3/032151.

5. Lubkowska A. Cryotherapy: Physiological Considerations and Applications to Physical Therapy. *Physical Therapy Perspectives in the 21st Century — Challenges and Possibilities* (Ed. Josette Bettany-Saltikov). London, UK: InTech, 2012. Chapter 7. P. 155–176. DOI: 10.5772/35055.
6. Bouzigon R., Grappe F., Ravier G., et al. Whole- and partial-body cryostimulation/cryotherapy: Current technologies and practical applications // *J. Therm. Biol.* 2016. V. 61. P. 67–87. DOI: 10.1016/j.jtherbio. 2016.08.009.
7. Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K. The analgesic effects of  $-170\text{ }^{\circ}\text{C}$  whole body cryotherapy on rheumatoid arthritis (R. A.); curable // *IASP, Pain*, 1987, Vol. 30, Supplement 1, P. 261.
8. Savica M., Fonda B. and Sarabon N. Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin. // *J. Therm Biol.*, 2013. V. 38, No 4, pp. 186–191. DOI: 10.1016/j.jtherbio. 2013.02.004.
9. Kao B., Kelly K. M., Aguilar G., et al. Evaluation of Cryogen Spray Cooling Exposure on In Vitro Model Human Skin // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2004. V. 34. No 2. P. 146–154. DOI: 10.1002/lsm. 10245.
10. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A. Clinical effects of  $-170\text{ }^{\circ}\text{C}$  whole body cryotherapy (W. B. C. T.) on steroid dependant chronic diseases // *Journal of Steroid Biochemistry*, 1986, Vol. 25, Supplement 1, P. 25.
11. Adam J. Whole-body cryotherapy: History, concept and equipment // *Kinésithérapie, la Revue*. 2014. V. 14. P. 41–44. DOI: 10.1016/j.kine. 2014.06.005
12. Mesure S., Catherin-Marcel B. and Bertrand D. La cryothérapie corps entier: littérature et perspectives de recherche. *Kinési-hérapie, la Revue*. 2014. V. 14 (152-153). P. 56–60. DOI: 10.1016/j.kine. 2014.06.003.
13. 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.
14. Cuttell S., Hammon L., Langdon D. and Costello J. Individualising the exposure of  $-110\text{ }^{\circ}\text{C}$  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.
15. Баранов А. Ю., Иванов В. И., Осина А., Синькова В. А., Шестакова О. А. Мониторинг температуры газа в зоне WBC // *Вестник Международной академии холода*. 2017. № 4. С. 75–81. DOI: 10.21047/1606-4313-2017-16-4-75-81.
16. Цыганов Д. И. Криомедицина: процессы и аппараты. Монография. — М.: САЙНС-ПРЕСС, 2011. 304 с.
17. Buzdov B. K. Mathematical modeling of biological tissue cryodestruction. // *Applied Mathematical Sciences*. 2014. V. 8. No 57. pp. 2823–2831. DOI: 10.12988/ams. 2014.43148.
18. Haemmerich D., Chachati L., Wright A. S, Mahvi D. M. Hepatic radiofrequency ablation with internally cooled probes: effect of coolant temperature on lesion size. // *IEEE transactions on biomedical Engineering*. 2003. V. 50. No 4. pp. 493–500. DOI: 10.1109/TBME. 2003.809488.
19. Tungjitkusolmun S., Woo E. J., Cao H., Tsai J. Z. Thermal-electrical finite element modelling for radio frequency cardiac ablation: effects of changes in myocardial properties. // *Medical & Biological engineering & Computing*. 2008. V. 38. No 5. pp. 562–568. DOI: 10.1007/BF02345754.
5. Lubkowska A. Cryotherapy: Physiological Considerations and Applications to Physical Therapy. *Physical Therapy Perspectives in the 21st Century — Challenges and Possibilities* (Ed. Josette Bettany-Saltikov). London, UK: InTech, 2012. Chapter 7. P. 155–176. DOI: 10.5772/35055.
6. Bouzigon R., Grappe F., Ravier G., et al. Whole- and partial-body cryostimulation/cryotherapy: Current technologies and practical applications. *J. Therm. Biol.* 2016. V. 61. P. 67–87. DOI: 10.1016/j.jtherbio. 2016.08.009.
7. Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K. The analgesic effects of  $-170\text{ }^{\circ}\text{C}$  whole body cryotherapy on rheumatoid arthritis (R. A.); curable. *IASP, Pain*, 1987, Vol. 30, Supplement 1, P. 261.
8. Savica M., Fonda B. and Sarabon N. Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin. *J. Therm Biol.*, 2013. V. 38, No 4, pp. 186–191. DOI: 10.1016/j.jtherbio. 2013.02.004.
9. Kao B., Kelly K. M., Aguilar G., et al. Evaluation of Cryogen Spray Cooling Exposure on In Vitro Model Human Skin. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2004. V. 34. No 2. P. 146–154. DOI: 10.1002/lsm. 10245.
10. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A. Clinical effects of  $-170\text{ }^{\circ}\text{C}$  whole body cryotherapy (W. B. C. T.) on steroid dependant chronic diseases. *Journal of Steroid Biochemistry*. 1986. Vol. 25. Supplement 1. P. 25.
11. Adam J. Whole-body cryotherapy: History, concept and equipment. *Kinésithérapie, la Revue*. 2014. V. 14. P. 41–44. DOI: 10.1016/j.kine. 2014.06.005
12. Mesure S., Catherin-Marcel B. and Bertrand D. La cryothérapie corps entier: littérature et perspectives de recherche. *Kinési-hérapie, la Revue*. 2014. V. 14 (152-153). P. 56–60. DOI: 10.1016/j.kine. 2014.06.003.
13. 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.
14. Cuttell S., Hammon L., Langdon D. and Costello J. Individualising the exposure of  $-110\text{ }^{\circ}\text{C}$  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.
15. Baranov A. Y., Ivanov V. I., Osina A., Sinkova V. A., Shestakova O. A. Monitoring of temperature of gas in the zone WBC. *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda*. 2017. No 4. p. 75–81. DOI: 10.21047/1606-4313-2017-16-4-75-81. (in Russian)
16. Tsyganov D. I. Cryomedicine: processes and apparatus. Monograph. Moscow: SAINS-PRESS, 2011. 304 p. (in Russian)
17. Buzdov B. K. Mathematical modeling of biological tissue cryodestruction. *Applied Mathematical Sciences*. 2014. V. 8. No 57. pp. 2823–2831. DoI: 10.12988/ams. 2014.43148.
18. Haemmerich D., Chachati L., Wright A. S, Mahvi D. M. Hepatic radiofrequency ablation with internally cooled probes: effect of coolant temperature on lesion size. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2003. V. 50. No 4. pp. 493–500. DOI: 10.1109/TBME. 2003.809488.
19. Tungjitkusolmun S., Woo E. J., Cao H., Tsai J. Z., Thermal-electrical finite element modelling for radio frequency cardiac ablation: effects of changes in myocardial properties. *Medical & Biological engineering & Computing*. 2008. V. 38. No 5. pp. 562–568. DOI: 10.1007/BF02345754.

20. *Chang I. A.* Considerations for thermal injury analysis for RF ablation devices. // *Open biomedical engineering journal*. 2010. V. 4. pp. 3–12.
21. *Wilcox D. C.* Turbulence Modeling for CFD, 2nd ed., DCW Industries, 1998.

20. *Chang I. A.* Considerations for thermal injury analysis for RF ablation devices. *Open biomedical engineering journal*. 2010. V. 4. pp. 3–12.
21. *Wilcox D. C.* Turbulence Modeling for CFD, 2nd ed., DCW Industries, 1998.

### Сведения об авторах

#### Ережеп Дархан

аспирант факультета низкотемпературной энергетики  
Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург,  
ул. Ломоносова, 9, darhan\_13@corp.ifmo.ru

#### Миникаев Артур Фаилевич

аспирант, инженер факультета низкотемпературной  
энергетики Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург,  
ул. Ломоносова, 9, artyr\_minikaev@mail.ru

#### Соколова Екатерина Владимировна

аспирант, ст. преподаватель факультета низкотемпературной  
энергетики Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург,  
ул. Ломоносова, 9, evlogvinenko@corp.ifmo.ru

#### Пронин Владимир Александрович

д. т. н., профессор факультета низкотемпературной энергетики  
Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург,  
ул. Ломоносова, 9, maior.pronin@mail.ru

### Information about authors

#### Yerezhep Darkhan

postgraduate student of Faculty of Cryogenic Engineering  
of ITMO University, 191002, Russia, St. Petersburg,  
Lomonosov str., 9, darhan\_13@corp.ifmo.ru

#### Minikayev Artur Failevich

postgraduate student, engineer of Faculty of Cryogenic Engineer-  
ing of ITMO University, 191002, Russia, St. Petersburg,  
Lomonosov str., 9, artyr\_minikaev@mail.ru

#### Sokolova Ekaterina Vladimirovna

postgraduate student, Senior lecturer of Faculty of Cryogenic  
Engineering of ITMO University, 191002, Russia, St. Petersburg,  
Lomonosov str., 9, evlogvinenko@corp.ifmo.ru

#### Pronin Vladimir Aleksandrovich

D. Sc., professor of Faculty of Cryogenic Engineering of ITMO  
University, 191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9,  
maior.pronin@mail.ru

Министерство образования и науки Российской Федерации  
Национальный комитет по теплофизическим свойствам веществ РАН  
Университет ИТМО  
Международная академия холода  
Рабочая группа НС РАН «Свойства хладагентов и теплоносителей»

## НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ С МЕЖДУНАРОДНЫМ УЧАСТИЕМ КИГАЛИЙСКАЯ ПОПРАВКА К МОНРЕАЛЬСКОМУ ПРОТОКОЛУ: РЕТРОСПЕКТИВА ЭВОЛЮЦИИ ИЛИ БУДУЩЕГО ЗОВ? 30 января 2019 г.

### ТЕМЫ, ПРЕДЛАГАЕМЫЕ ДЛЯ ОБСУЖДЕНИЯ:

- поэтапное сокращение F-газов;
- искусственное охлаждение и изменение климата;
- хладагенты группы гидрофторолефинов (ГФО);
- инновации и эффективность в использовании природных хладагентов;
- высокoeffективные технологии на углеводородах;
- транскритические циклы на диоксиде углерода;
- воздушные холодильные установки;
- тепловые насосы большой мощности на природных хладагентах;
- «зеленые технологии» в индустрии холода;
- энергоэффективные низкотемпературные технологии и мировая экономика;
- аммиак как хладагент будущего;
- альтернативные хладагенты для низкотемпературного оборудования; горючие хладагенты;
- термодинамика и процессы теплообмена;
- хладоносители для систем косвенного охлаждения;
- минимизация заправки холодильных систем;
- холодильные масла;
- технологии охлаждения центров обработки данных;
- энергоэффективные решения совместного получения холода и электроэнергии;
- экодизайн и «умные» технологии искусственного охлаждения;
- безмасляные технологии и технологии частотного регулирования в инновационных решениях холодильных агрегатов;
- энергоэффективные технологии получения высококачественного льда;
- эволюция и мониторинг льдогрунтовых образований;
- Международный день холодильщика – 26 июня 2019 г.

Заявки на участие в конференции подавать до 15.01.2019 г. (с пометкой "Хладагенты")  
на электронный адрес: max\_iar@irbt-itmo.ru; laptev\_yua@mail.ru  
Тел./Факс: (812) 571-69-12, 571-56-89

**Адрес проведения:** Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9, Университет ИТМО