

УДК 621.593

Анализ влияния одежды в процедуре криотерапии с использованием компьютерного моделирования

Д. ЕРЕЖЕП¹, д-р техн. наук А. Ю. БАРАНОВ²¹darhan_13@itmo.ru, ²abaranov@corp.ifmo.ru

Университет ИТМО

В работе обсуждается влияние моделируемой обуви из различных материалов на обеспечение защиты от воздействия криогенного газа, а также рассматриваются локальные изменения теплового потока и температурной кривой по длине кожного покрова объекта криотерапии всего тела (WBC). В работе была рассмотрена и смоделирована защитная обувь (защитный слой) из различных материалов, таких как хлопок, шерсть, кожа и резина. Также было показано, что для более эффективной процедуры WBC необходимо добиться равномерной температурной зависимости по длине исследуемого объекта, поскольку существуют локальные перегибы. Численный анализ в данной работе проводился путем моделирования процесса нестационарного теплообмена через многослойный объект. Моделирование кожного покрова объекта WBC включало такие слои как: эпителий, жировой слой, мышечный слой. Моделирование и решение поставленной задачи осуществлено с использованием метода конечных элементов в специальном программном обеспечении. Для описания биологического тепла было применено уравнение с использованием приближения Пеннса. Криогенный поток газа описывался турбулентной моделью, которая близка к реальности с некоторыми допущениями, однако эта модель позволяет экспериментировать, не причиняя вреда пациенту, для увеличения терапевтического эффекта WBC. Полученные результаты могут быть использованы для наиболее удобного выбора защитной обуви, а также для дальнейшего повышения эффективности и безопасности пациента.

Ключевые слова: численный анализ, тепловой поток, температура, криосауна, криотерапевтический эффект, WBC.

Информация о статье:

Поступила в редакцию 04.06.2019, принята к печати 15.10.2019

DOI: 10.17586/1606-4313-2019-18-4-84-91

Язык статьи — русский

Для цитирования:

Ережеп Д., Баранов А. Ю. Анализ влияния одежды в процедуре криотерапии с использованием компьютерного моделирования // Вестник Международной академии холода. 2019. № 4. С. 84–91.

Analysis of the clothing effect in the procedure of cryotherapy using computer simulation

D. YEREZHEP¹, D. Sc. A. Yu. BARANOV²¹darhan_13@corp.ifmo.ru, ²abaranov@corp.ifmo.ru

ITMO University

This article discusses the effect of simulated shoes made of different materials on providing protection from exposure to cryogenic gas and discusses local changes in heat flow and temperature curve along the skin of the whole-body cryotherapy object (WBC). In the work protective shoes (protective layer) of various materials, such as cotton, wool, leather, and rubber, were considered and modeled. It was also shown that, due to a local excess, for a more effective WBC procedure it is necessary to achieve uniform temperature dependence along the length of the object under study. The numerical analysis in this work was carried out by modeling the process of non-stationary heat exchange through a multilayer object. The modeling of the WBC object skin included such layers as: epithelium, fat layer, and muscle layer. It was decided to simulate and solve the problem with the use of the finite element method by specialized software. To describe biological heat an equation was used using the Penns approximation. Cryogenic gas flow was described by a turbulent model. This article describes a model that is close to reality with some assumptions, but this model allows experimenting, without a harm to the patient, to increase the therapeutic effect. The results can be used for the most convenient choice of safety shoes, as well as to further improve the efficiency and safety of the patient.

Keywords: numerical analysis, heat flow, temperature, cryochamber, cryotherapy effect, WBC.

Article info:

Received 04/06/2019, accepted 15/10/2019

DOI: 10.17586/1606-4313-2019-18-4-84-91

Article in Russian

For citation:

Yerezhep D., Baranov A. Yu. Analysis of the clothing effect in the procedure of cryotherapy using computer simulation. *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda*. 2019. No 4. p. 84–91.

Введение

Криогенная медицина — это новый, быстроразвивающийся раздел прикладных криогенных технологий. Основой для развития этого научно-практического направления техники и физики низких температур являются специфические эффекты, связанные с изменениями свойств биологических объектов при криогенных температурах и реакцией организма на интенсивное охлаждение. Во второй половине двадцатого века такие разделы криогенной медицины, как криоконсервация биопрепаратов и криохирургия, получили широкое признание и применение [1, 2, 3].

Относительно новым разделом криомедицины является криотерапия — физиотерапевтическая техника, основанная на использовании криогенных температур в качестве раздражающего физического фактора [1, 4].

Криотерапия или криотерапия всего тела (WBC) — это процесс охлаждения исследуемого объекта до низких температур в специальной установке. В идеальных условиях для достижения максимального терапевтического эффекта температура кожного покрова исследуемого объекта должна приближаться к температуре 271 К. При локальном переходе температурного барьера 271 К появляется вероятность значительного обморожения изучаемого объекта [1, 5, 6].

Диапазон температур криогенного газа в камере варьируется от 160 К до 130 К в зависимости от режима работы криосауны, интенсивности отвода тепла от исследуемого объекта и граничных условий [5–8].

WBC широко используется для различных видов лечения и профилактики спектра заболеваний, лечение достигается за счет общего воздействия на организм, иммунную и эндокринную системы [3, 8–11].

Существует несколько проблем или вопросов, которые необходимо обсудить и решить, чтобы повысить терапевтический эффект от WBC. Один из этих вопросов касается необходимости укрытия нижних конечностей

человека защитной обувью для безопасного сеанса криотерапии, или других областей исследуемого объекта, так как процедура называется криотерапией всего тела.

Данное исследование направлено на определение участков тела, которые подвержены более интенсивному воздействию криогенного газа из-за геометрии камеры, что, в свою очередь, позволит проанализировать и обнаружить эти участки, и в дальнейшем дать рекомендации по устранению локального переохлаждения объекта WBC.

Результаты клинических наблюдений легли в основу положений теплофизической теории криотерапии. Выражение для расчета продолжительности обезболивающего действия WBC, предложено сотрудниками Университета ИТМО [1, 11, 12], где рассматривается зона контакта криогенного газа с покровным слоем исследуемого объекта f :

$$\tau^* = f \int_{t=0}^{t^{st_{max}}} \frac{20}{(T_o - 270,5)^2} dt. \quad (1)$$

Как видно из формулы (1), эффективность процедуры WBC прямо пропорциональна площади контакта покровного слоя объекта и газа. Одежда на пациенте во время процедур WBC уменьшает кожную гипотермию и уменьшает положительные результаты, данные предположения были сделаны после ряда экспериментов.

Описание численной модели

В этой работе для анализа локального переохлаждения WBC использовалось компьютерное моделирование процесса криотерапии. Схематическое изображение 3D-модели показано на рис. 1 (б), а также на рис. 1 (а) изображено распределение площади поверхности тела человека по высоте.

Для анализа влияния одежды на процедуры криотерапии была использована модель из работы [5], однако свойства материала исследуемого объекта были скорректированы. Геометрическая модель, описывающая пове-

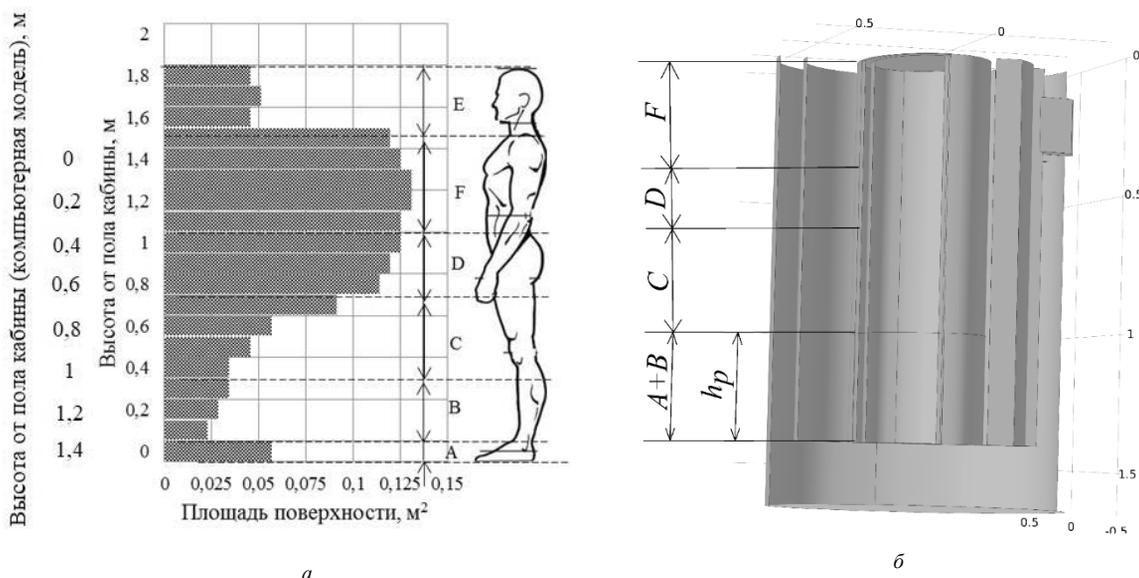


Рис. 1. Схематичное изображение: а — распределение площади поверхности тела человека по высоте кабины; б — схематическое изображение используемой криокамеры

Fig. 1. Scheme of: a — the distribution of the human body surface area along the height of the cabin; b — the cryocabin used

дение биологического объекта, представляла собой коаксиальный цилиндр, состоящий из трех слоев. Внешний слой обладал теплофизическими свойствами подкожного слоя, внутренний слой — свойствами внутренних тканей, третий слой являлся ядром и соответствовал слою мышц и костей.

Поскольку в данной работе модель считается нестационарной в переходном режиме, используется зависимость температуры и скорости потока криогенного газа от времени (табл. 1).

Методы и материалы исследования

Все свойства материалов были взяты изотропными в расчетах этой модели. Данные по теплопроводности и теплоемкости эпителия, жирового слоя, мышечного слоя, использованные в модели, представлены в виде зависимости от температуры и приведены в табл. 2, 3. В мо-

Таблица 1

Значения температуры и скорости газа

Table 1

Gas temperature and velocity

Время t , с	Температура T , К	Скорость потока u , м/с
0	298	0,7
25	140	6
175	130	10
180	298	0,7
250	298	0,7

Таблица 2

Зависимость теплопроводности от температуры различных материалов

Table 2

Dependence of heat conductivity on temperature for various tissues

Эпителий		Жировой слой		Мышечный слой	
T , К	κ , Вт/(м·К)	T , К	κ , Вт/(м·К)	T , К	κ , Вт/(м·К)
133,8	1,8493	147,7	0,4076	133,819	1,84932
146,3	1,8482	183,8	0,4308	146,302	1,84821
151,5	1,8411	197,6	0,3965	151,552	1,84114
175,1	1,7201	234,4	0,3933	175,1	1,72011
189,4	1,6197	246,8	0,3525	189,467	1,61972
224,8	1,4844	259,2	0,2721	224,829	1,48443
230,8	1,5037	273,9	0,2067	230,759	1,50373
245,7	1,3636	278,8	0,2189	245,749	1,36363
260,7	1,2235	281,3	0,2196	260,738	1,22354
278,4	0,5295	290,7	0,2247	275,012	0,451231
286,9	0,5502	294,7	0,2175	284,361	0,457246
294,1	0,5632	303,1	0,2003	305,849	0,50011
303,3	0,5702	304,1	0,2235	306,454	0,504914
306,7	0,5767	307,2	0,2271	310,744	0,48708
309,1	0,5813	309,4	0,2299	315	0,475
311,7	0,5772	312,0	0,2413	—	—
315,0	0,3500	315,0	0,2100	—	—

дели использовалась средняя плотность этих веществ: азот = 1,18 кг/м³, эпителий = 1093 кг/м³, жировой слой = 916 кг/м³ и мышечный слой = 1041 кг/м³. В модели также учитывались источники тепла от перфузии и обмена крови: температура артериальной крови составляла 310,15 К, плотность крови — 1060 кг/м³, теплоемкость крови — 4200 Дж/(кг·К), перфузия крови — 0,003 л/с, метаболическое тепло — 7277 Вт/м³ [3].

Работа также включала анализ различных материалов, защищающих нижние конечности исследуемого объекта WBC. Свойства этих материалов представлены в табл. 4.

Уравнения математической модели

Для описания биологических процессов вводится допущение и уравнение биологического тепла решается с использованием приближения Пенна (Penns). Аппроксимация Пенна более подробно описана в работе [13]. Это приближение используется для моделирования теплообмена в биологической ткани, рассматривает источники тепла от перфузии крови и обмена веществ в классическом уравнении теплообмена.

В данной работе, модуль переноса биотепла использовался для математического описания биологических тканей [14]. Рассматриваются следующие источники тепла: перфузия крови и метаболический источник тепла, которые включены в классическое уравнение теплообмена в форме $Q_{\text{био}}$ [15].

Таблица 3

Зависимость теплоемкости от температуры различных материалов

Table 3

Dependence of heat capacity on temperature for various tissues

Эпителий		Жировой слой		Мышечный слой	
T , К	C_p , Дж/(кг·К)	T , К	C_p , Дж/(кг·К)	T , К	C_p , Дж/(кг·К)
148,1	949,15	148,2	1012,71	148,2	1521,17
180,8	993,36	180,8	1069,62	172,9	1554,30
198,8	1015,12	212,1	1139,54	198,4	1599,94
223,5	1175,36	244,8	1234,58	223,1	1696,63
248,6	1589,73	260,9	1447,40	248,7	2098,19
262,5	2654,70	269,5	1916,00	264,0	3035,76
315,0	3600,00	315,0	2250,00	315,0	3458,00

Таблица 4

Свойства различных материалов, используемых в защитном слое исследуемого объекта

Table 4

Properties of various materials used in the protective layer of the object under study

№	Материалы	ρ , кг/м ³	κ , Вт/(м·К)	C_p , Дж/(кг·К)
1	Шерсть	330	0,05	1380
2	Хлопок	450	0,026	1400
3	Кожа	860	0,14	1500
4	Резина	1522	0,14	1880

Общее уравнение теплопроводности для твердого тела:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot \mathbf{q} = Q + Q_{\text{bio}} + Q_{\text{ext}}, \quad (2)$$

здесь Q_{bio} — тепловыделение биологических тканей

$$Q_{\text{bio}} = \rho_b C_{p,b} \omega_b (T_b - T) + Q_{\text{met}}, \quad (3)$$

где ρ_b — плотность крови [16]; $C_{p,b}$ — удельная теплоемкость крови при постоянном давлении; ω_b — скорость перфузии крови [17]; T_b — температура артериальной крови; Q_{met} — метаболический источник тепла.

Пространственный источник тепла: Q_{ext} описывает выработку тепла от внешнего источника

$$Q_{\text{ext}} = H_{ab}(r,t)[T_{ab}(r,t) - T(r,t)] + H_{vb}(r,t)[T_{vb}(r,t) - T(r,t)], \quad (4)$$

где H_{ab} — коэффициент теплопередачи между тканью и артериальной кровью на единицу объема ткани, Вт/(м³·К); H_{vb} — коэффициент теплопередачи между тканью и венозной кровью на единицу объема ткани, Вт/(м³·К); нижний индекс: b — кровь, ab — артериальная кровь, vb — венозная кровь.

Допустим, что тепловыделением Q_{ext} можно пренебречь, поскольку H_{ab} и H_{vb} устанавливаем равными нулю [18].

Общее уравнение теплопроводности для жидкости (в газе N_2):

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p \cdot \mathbf{u} \cdot \nabla T + (\nabla \cdot \mathbf{q}) = Q, \quad (5)$$

где ρ — плотность; C_p — теплоемкость; T — температура; t — время; \mathbf{u} — вектор скорости; \mathbf{q} — тепловой поток; Q — источники тепла.

Плотность теплового потока

$$\mathbf{q} = -\kappa \cdot \nabla T, \quad (6)$$

где κ — коэффициент теплопроводности.

В данной работе, поток газа был определен как турбулентный поток модели k - ε . Эта модель является одной из наиболее часто используемых моделей турбулентности для промышленного применения. Этот модуль включает в себя стандартную модель k - ε [19]. Модель вводит два дополнительных уравнения переноса и две зависимые переменные: турбулентную кинетическую энергию k и скорость турбулентной диссипации ε . Турбулентная вязкость моделируется как:

Турбулентная вязкость газа определяется как:

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

где C_μ — константа (см. табл. 5).

Уравнение переноса для параметра k гласит:

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

где P_k представляется в виде:

$$P_k = \mu_t \left[\nabla \mathbf{u} : (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T) - \frac{2}{3} (\nabla \cdot \mathbf{u})^2 \right] - \frac{2}{3} \rho k \nabla \cdot \mathbf{u}. \quad (9)$$

Уравнение переноса для скорости турбулентной диссипации ε имеет вид:

$$\rho \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \rho \mathbf{u} \cdot \nabla \varepsilon = \nabla \cdot \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \nabla \varepsilon \right] + C_{\varepsilon 1} \frac{\varepsilon}{k} P_k - C_{\varepsilon 2} \rho \frac{\varepsilon^2}{k}, \quad (10)$$

где \mathbf{u} — вектор скорости; μ_t — вихревая вязкость.

Константы модели в уравнениях (5) — (6), (8), определяются экспериментально [19–21], их значения приведены в табл. 5.

Таблица 5

Константы, используемые в расчетах

Table 5

Constants used in calculations

Константы	Значение
C_μ	0,09
$C_{\varepsilon 1}$	1,44
$C_{\varepsilon 2}$	1,92
σ_k	1,0
σ_ε	1,3

Результаты и обсуждение

Проведено исследование зависимости температурно-го диапазона от различных материалов, защищающих нижние конечности. Защитный слой (имитирующая обувь) имеет высоту 300 мм и толщину 2 мм. Защитный слой будет состоять как из стандартного материала — шерсти, которая используется в процедуре WBC, так и из экспериментальных материалов, таких как хлопок, кожа, резина.

1. Исследование температуры поверхности объекта WBC по длине, в зависимости от материала защиты

Рассмотрим временной интервал 180 с, поскольку этот период является последним периодом в процедуре WBC, и в этом разделе исследуемый объект более восприимчив к местному обморожению [1, 5, 8]. Для более детального анализа, данные о длине исследуемого объекта были взяты с двух сторон, спереди и сзади объекта. Данные по длине объекта представлены на рис. 2 и 3, координата 0 м соответствует области плеча объекта WBC, а координата 1,4 м соответствует нижней части исследуемого объекта.

Как видно из рис. 2 и 3, кривая 2 (хлопковый материал) более эффективно выполняет свою защитную функцию, наихудшие параметры защиты помечены материалом — резиной.

При анализе данных, представленных на рис. 2, видно, что исследуемый объект получит критический местный обморожение с защитным слоем — резиной. Также заметим, что объект WBC получил локальное переохлаждение в областях приблизительно 1 м и 1,3 м, что соответствует нижней части (голени и ступни) пациента.

2. Исследование теплового потока, исходящего от объекта WBC

Одним из важных показателей является потеря теплового потока от кожного покрова исследуемого объекта WBC. Максимальное значение тепловых потерь не должно превышать 4,5 кВт/м² [1]. Результаты численного моделирования, показывающие график изменения теплового потока от кожного покрова объекта WBC представлены на рис. 4–5. Как и графики температуры по-

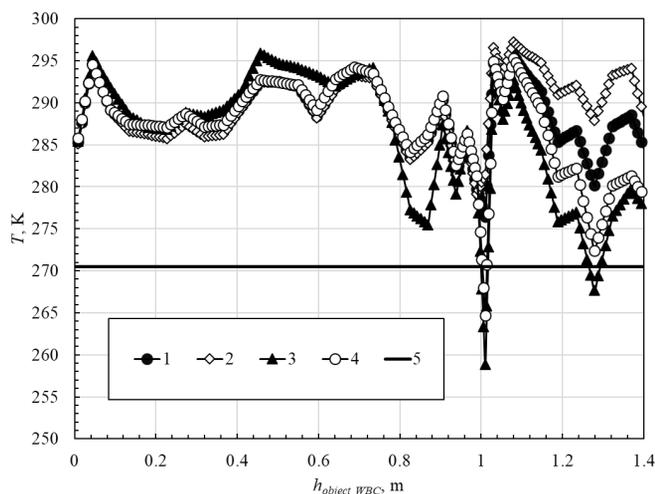


Рис. 2. Температурная зависимость от длины исследуемого объекта (измерение фронта объекта и длины защитного слоя — 300 мм). Материалы: 1 — шерсть, 2 — хлопок, 3 — кожа, 4 — резина, 5 — линия критической температуры (270,5 K)

Fig. 2. Temperature dependence on the length of the object under study (measuring the front of the object and the length of the protective layer — 300 mm). Materials: 1 — wool, 2 — cotton, 3 — leather, 4 — rubber, 5 — critical temperature line (270.5 K)

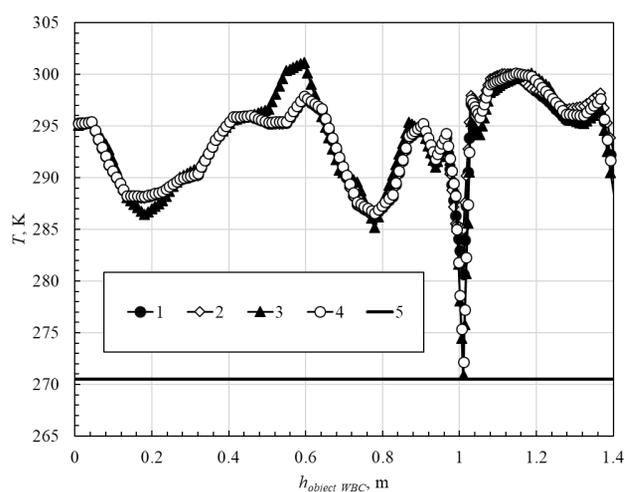


Рис. 3. Температурная зависимость от длины исследуемого объекта (измерение за исследуемым объектом и длиной защитного слоя — 300 мм). Материалы: 1 — шерсть, 2 — хлопок, 3 — кожа, 4 — резина, 5 — линия критической температуры (270,5 K)

Fig. 3. Temperature dependence on the length of the object under study (measurement behind the object under study and the length of the protective layer — 300 mm). Materials: 1 — wool, 2 — cotton, 3 — leather, 4 — rubber, 5 — critical temperature line (270.5 K)

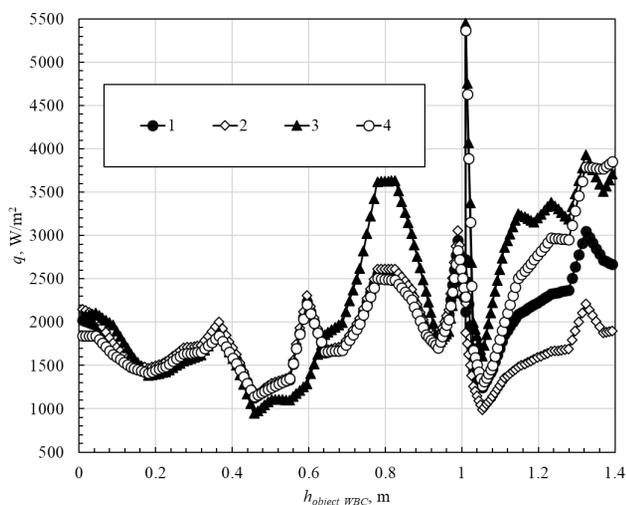


Рис. 4. Нормальный суммарный тепловой поток по длине исследуемого объекта (измерение фронта объекта и длины защитного слоя — 300 мм). Материалы: 1 — шерсть, 2 — хлопок, 3 — кожа, 4 — резина

Fig. 4. Normal total heat flux on the length of the object under study (measuring the front of the object and the length of the protective layer — 300 mm). Materials: 1 — wool, 2 — cotton, 3 — leather, 4 — rubber

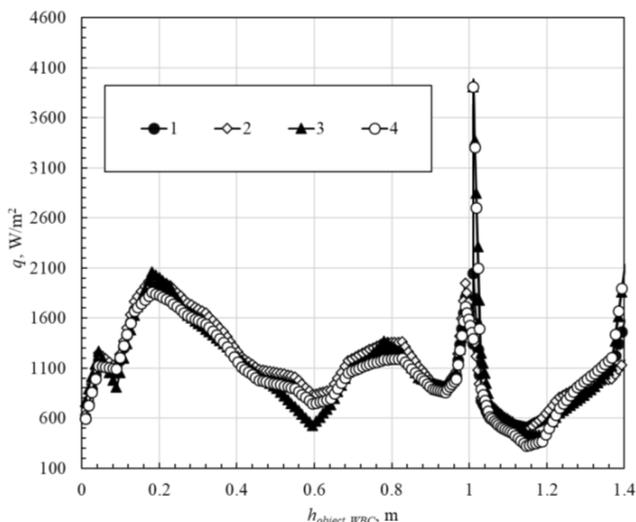


Рис. 5. Нормальный суммарный тепловой поток на длину исследуемого объекта (измерение за исследуемым объектом и длиной защитного слоя — 300 мм). Материалы: 1 — шерсть, 2 — хлопок, 3 — кожа, 4 — резина

Fig. 5. Normal total heat flux on the length of the object under study (measurement behind the object under study and the length of the protective layer — 300 mm). Materials: 1 — wool, 2 — cotton, 3 — leather, 4 — rubber

верхности исследуемого объекта (см. рис. 2–3), графики потерь теплового потока от кожного покрова исследуемого объекта представляются в двух проекциях, спереди и сзади исследуемого объекта WBC.

3. Анализ зависимости температуры и суммарного теплового потока от поверхности объекта при увеличении длины защитного слоя

Как показано ранее на рис. 2–5, в районе 1 м наблюдалось локальное переохлаждение. Известно, что для

достижения максимального терапевтического эффекта для организма необходимо равномерное распределение температуры и, соответственно, теплового потока по длине исследуемого объекта WBC. Было решено увеличить высоту защитного слоя до 400 мм в длину для более эффективного процесса криотерапии.

Предположительно, такое решение должно было бы снизить температурный график, и, сгладив кривую, мы могли бы еще больше увеличить подачу криогенного газа, не нанося вреда исследуемому объекту WBC.

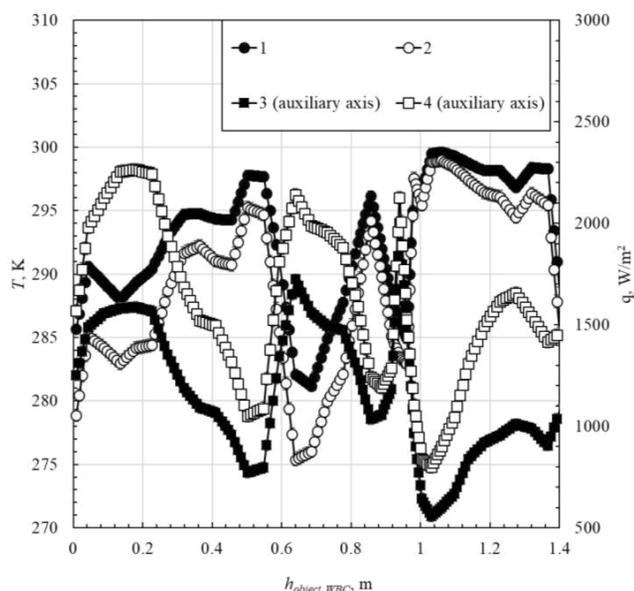


Рис. 6. Зависимость температуры и зависимость нормального полного теплового потока от длины исследуемого объекта (длина хлопкового защитного слоя — 450 мм): 1 — температурная зависимость со стандартным режимом, 2 — температурная зависимость в модернизированном режиме, 3 — зависимость нормального полного теплового потока в стандартном режиме, 4 — зависимость нормального полного теплового потока в модернизированном режиме

Fig. 6. The dependence of temperature and the dependence of the normal total heat flux on the length of the object under study (the length of the cotton protective layer — 450 mm): 1 — temperature dependence with standard mode, 2 — temperature dependence in the modernized mode, 3 — dependence of normal total heat flux at standard mode, 4 — dependence of normal total heat flux in the modernized mode

Литература

1. Baranov A., Pakhomov O., Fedorov A., Ivanov V., Zaitsev A., Polyakov R. Technique and Technology of Whole-Body Cryotherapy (WBC). InTech, London, 2019. p 26. DOI: 10.5772/intechopen. 83680.
2. Баранов А. Ю. Научные основы разработки аппаратуры для общего криотерапевтического воздействия. Дисс. . . д. т. н. СПб: Университет ИТМО, 2014. 376 с.
3. Цыганов Д. И. Криомедицина: процессы и аппараты. Монография. — М.: САЙНС-ПРЕСС. 2011. 304 с.
4. Yamauchi T. Whole Body Cryo-therapie is method of extreme cold -175°C treatment initially uses for Rheumatoid Arthritis. // Zeitschrift Phys. Med. Baln. Med. Klim. 1986. V. 15. P. 311.
5. Yerezhpe 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.
6. 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.

Заключение

Следующим этапом было увеличение скорости потока криогенного газа на 30%, для достижения большего криотерапевтического охлаждения, за счет более равномерного охлаждения по длине объекта.

Данные результатов измерения, после увеличения защитного слоя до 400 мм, показаны на рис. 6 (кривая 1–2), кривая 1 соответствует температурной зависимости, а кривая 3 соответствует потере теплового потока с поверхности кожного покрова объекта WBC в стандартном режиме работы криосауны.

На рис. 6 приведены графики температуры и теплового потока после увеличения подачи криогенного газа на 30%, кривая 2 и кривая 4, соответственно.

На основании результатов проведенного анализа, выявлено, что площадь защищаемой поверхности тела должна быть сведена к минимуму, если это возможно, исключая «декоративные» элементы. Обязательной частью «криотерапевтического» костюма является только обувь.

Было установлено, что необходимая длина защитного слоя (обуви) составляет 400 мм. Как показано на рис. 6, эта длина более эффективно изолирует криогенный газ в нижней части объекта WBC и позволяет увеличить мощность криосауны, для увеличения терапевтического эффекта без вреда объекту WBC.

Также была показана необходимость модернизации геометрии криокамеры, т. к. на рис. 2 (б) видим неравномерное распределение температуры и потерю теплового потока с поверхности тела объекта. Вследствие чего возникает необходимость модернизации геометрии криокамеры, для равномерного распределения расхода криогенного газа в камере.

Результаты данного исследования могут способствовать повышению терапевтического эффекта процедуры WBC и в дальнейшем — выработке рекомендаций по улучшению криосаун для производителей.

References

1. Baranov A., Pakhomov O., Fedorov A., Ivanov V., Zaitsev A., Polyakov R. Technique and Technology of Whole-Body Cryotherapy (WBC). InTech, London, 2019. p 26. DOI: 10.5772/intechopen. 83680.
2. Baranov A. Yu. Scientific bases of development of the equipment for the general cryotherapeutic influence. Thesis Doctor of Technical Sciences. St. Petersburg: ITMO University, 2014. 376 PP. (in Russian)
3. Tsyganov D. I. Cryomedicine: Process and Device. Moscow. 2011. P. 303, (in Russian)
4. Yamauchi T. Whole Body Cryo-therapie is method of extreme cold -175°C treatment initially uses for Rheumatoid Arthritis. // Zeitschrift Phys. Med. Baln. Med. Klim. 1986. V. 15. P. 311.
5. Yerezhpe 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.
6. 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.

7. Jeziński C. Cryostimulation in rheumatology, traumatology, orthopedics and rehabilitation treatment. *Acta Bio — Optica et Informatica Medica*. // *Inżynieria Biomedyczna*. 2007. V. 13, No 3, P. 240–242.
8. 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.
9. 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, P. 186–191. DOI: 10.1016/j.jtherbio. 2013.02.004.
10. 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.
11. 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. DOI: 10.17586/1606-4313-2018-17-2-71-77.
12. 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
13. Lakhssassi A., Kengne E., Semmaoui H. Modified pennes' equation modelling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis. *Natural Science*. 2010. V. 2, No. 12, P. 1375–1385. DOI: 10.4236/ns. 2010.212168.
14. 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.
15. 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. P. 493–500. DOI: 10.1109/TBME. 2003.809488.
16. Tungjtkusolmun 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. P. 562–568. DOI: 10.1007/BF02345754.
17. Chang I. A. Considerations for thermal injury analysis for RF ablation devices. // *Open biomedical engineering journal*. 2010. V. 4. P. 3–12.
18. Kakuta N.; Yokoyama S.; Mabuchi K., Human thermal models for evaluating infrared images. // *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2002. V. 21, No. 6, P. 65–72, DOI: 10.1109/MEMB. 2002.1175140.
19. Wilcox D. C. Turbulence Modeling for CFD. 2nd ed. DCW Industries. 1998.
20. Corrêa P. C. P., Barcelos M. N. D. Numerical simulation of airfoils applied to UAVS. // *Engenharia Térmica (Thermal Engineering)*. 2014. V. 13. No. 1. P. 09–12. DOI: 10.5380/reterm. v13i1.62058.
21. Patel K. S. Flow Analysis and Optimization of Supersonic Rocket Engine Nozzle at Various Divergent Angle using Computational Fluid Dynamics (CFD). *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering*. 2014. V. 11. No. 6. P. 01–10.
7. Jeziński C. Cryostimulation in rheumatology, traumatology, orthopedics and rehabilitation treatment. *Acta Bio — Optica et Informatica Medica*. *Inżynieria Biomedyczna*. 2007. V. 13, No 3, P. 240–242.
8. 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, DOI: 10.17586/1606-4313-2018-17-4-35-42. (in Russian)
9. 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, P. 186–191. DOI: 10.1016/j.jtherbio. 2013.02.004.
10. 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.
11. 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, DOI: 10.17586/1606-4313-2018-17-2-71-77. (in Russian)
12. Baranov A. Yu., 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)
13. Lakhssassi A., Kengne E., Semmaoui H. Modified pennes' equation modelling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis. *Natural Science*. 2010. V. 2, No. 12, P. 1375–1385. DOI: 10.4236/ns. 2010.212168.
14. 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.
15. 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. P. 493–500. DOI: 10.1109/TBME. 2003.809488.
16. Tungjtkusolmun 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. P. 562–568. DOI: 10.1007/BF02345754.
17. Chang I. A. Considerations for thermal injury analysis for RF ablation devices. *Open biomedical engineering journal*. 2010. V. 4. P. 3–12.
18. Kakuta N.; Yokoyama S.; Mabuchi K. Human thermal models for evaluating infrared images. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2002. V. 21, No. 6, P. 65–72, DOI: 10.1109/MEMB. 2002.1175140.
19. Wilcox D. C. Turbulence Modeling for CFD. 2nd ed. DCW Industries. 1998.
20. Corrêa P. C. P., Barcelos M. N. D. Numerical simulation of airfoils applied to UAVS. *Engenharia Térmica (Thermal Engineering)*. 2014. V. 13. No. 1. P. 09–12. DOI: 10.5380/reterm. v13i1.62058.
21. Patel K. S. Flow Analysis and Optimization of Supersonic Rocket Engine Nozzle at Various Divergent Angle using Computational Fluid Dynamics (CFD). *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering*. 2014. V. 11. No. 6. P. 01–10.

Сведения об авторах**Ережеп Дархан**

аспирант факультета низкотемпературной энергетики
Университета ИТМО, 191002,
Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9,
darhan_13@itmo.ru

Баранов Александр Юрьевич

д. т. н., профессор факультета низкотемпературной
энергетики Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург,
ул. Ломоносова, 9, abaranov@corp.ifmo.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@itmo.ru

Baranov Aleksandr Yurevich

D. Sc., professor of Faculty of Cryogenic Engineering
of ITMO University, 191002, Russia, St. Petersburg,
Lomonosov str., 9, abaranov@corp.ifmo.ru



Международная академия холода объявляет конкурсный прием

21 апреля 2020 г.

состоится 27-е Общее годовое собрание МАХ

по адресу: Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9 (Университет ИТМО, актовый зал)

Согласно Уставу, Президиум МАХ объявляет конкурсный прием в Академию (секции и число вакансий указаны в таблице).

Право выдвижения предоставляется: Президиумам национальных и региональных отделений МАХ, международным организациям, высшим учебным заведениям, ученым и специалистам.

Кандидаты представляют в Секретариат МАХ следующие документы:

Для индивидуальных членов:

- заявление на имя Президента МАХ академика А.В. БАРАНЕНКО об участии в конкурсе с указанием: искомого академического звания и секции МАХ; места работы и занимаемой должности; гражданства; даты рождения (число, месяц, год); служебного и домашнего адресов; телефона, факса (с кодом страны и города), e-mail и сайта организации;
- ходатайство о приеме от члена МАХ или других Академий (форма произвольная);
- три фотографии размером 3×4 см;
- краткая информация о научно-производственной деятельности кандидата, перечень основных научных трудов, предполагаемое направление личного участия в деятельности МАХ.

Для юридических лиц (коллективные члены):

- заявление руководителя организации на имя Президента МАХ академика А.В. БАРАНЕНКО с просьбой о вступлении;
- краткая характеристика основных направлений деятельности организации;
- почтовый адрес, телефон, факс, e-mail и сайт организации.

Документы отправляются по почте (с пометкой «На конкурс») или доставляются непосредственно по адресу:
191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9, оф. 21126, главному ученому секретарю МАХ – Лаптеву Ю.А.

Документы принимаются до 31 марта 2020 г.

Для справок:

Тел./факс: (812) 571-69-12

E-mail: max_iar@itmo.ru, laptev_yua@mail.ru