

**Для цитирования:** Баранов А.Ю., Василенок А.В., Соколова Е.В., Шестакова Е.А. Теплофизические основы производства эффективной аппаратуры для общего криотерапевтического воздействия. Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2018; 45 (3): 39-57. DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-3-39-57

**For citation:** Baranov A.Yu., Vasilenok A.V., Sokolova E.V., Shestakova O.A. Thermophysical bases of production of effective equipment for general cryotherapeutic exposure. Herald of Daghestan State Technical University. Technical Sciences. 2018; 45 (3): 39-57. (In Russ.) DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-3-39-57

## ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ, МЕТАЛЛУРГИЧЕСКОЕ И ХИМИЧЕСКОЕ МАШИНОСТРОЕНИЕ

УДК 621.593

DOI: 10.21822/2073-6185-2018-45-3-39-57

### ТЕПЛОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРОИЗВОДСТВА ЭФФЕКТИВНОЙ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ОБЩЕГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

**Баранов А.Ю.<sup>1</sup>, Василенок А.В.<sup>4</sup>, Соколова Е.В.<sup>2</sup>, Шестакова Е.А.<sup>3</sup>**

<sup>1-4</sup>Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики (Университет ИТМО),

<sup>1-4</sup>190001, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова 9, Россия,

<sup>1</sup>e-mail: abaranov@corp.ifmo.ru, <sup>2</sup>e-mail: katena-log@mail.ru,

<sup>3</sup>e-mail: oashestakova@corp.ifmo.ru, <sup>4</sup>e-mail: vasilenok\_anna@mail.ru

**Резюме. Цель.** Оборудование для общей криотерапии (WBC) используется более 40 лет без четкого представления о механизме лечебного действия, технологических условиях безопасности пациентов, номинальных затратах энергии в системах криостатирования. Неопределенность в основополагающих вопросах производства и эксплуатации криотерапевтического оборудования стало причиной постепенной деградации метода WBC в странах, которые долгое время определяли развитие этого раздела криомедицинской техники. **Метод.** В России, благодаря опережающему развитию научных основ производства и эксплуатации установок для WBC, этот метод динамично развивается. Растет экспорт криотерапевтического оборудования. В иностранной литературе растет число публикаций отрицающих эффекты WBC. Эти статьи описывают исследования, выполненные на аппаратуре зарубежного производства, которое значительно уступает российским образцам. Подобные публикации дискредитируют метод WBC, препятствуют экспорту российского оборудования, мешают распространению эффективной лечебной методики в России. **Результат.** Приведены результаты анализа отличий конструктивных и технологических параметров отечественной и зарубежной аппаратуры. Описана методика численного анализа и оптимизации технологии WBC. Показано, что основой эффективности российского оборудования является рациональные конструктивные решения и высокая энерговооруженность криостатирующей аппаратуры. **Вывод.** Индивидуальная технология проведения процедур сочетает высокую лечебную эффективность с относительно низкими затратами энергии, а также обеспечивает традиционный для медицины принцип индивидуальности лечения. Следует популяризировать результаты исследования для постепенного распространения одноместных установок во всех медицинских учреждениях

**Ключевые слова:** общая криотерапия, WBC, криогенная камера, система криостатирования, удельные затраты энергии, энергоэффективность, тепловой КПД

TECHNICAL SCIENCE  
POWER, METALLURGICAL AND CHEMICAL MECHANICAL ENGINEERING  
THERMOPHYSICAL BASES OF PRODUCTION OF EFFECTIVE EQUIPMENT  
FOR GENERAL CRYOTHERAPEUTIC EXPOSURE

Alexander Yu. Baranov<sup>1</sup>, Anna V. Vasilenok<sup>4</sup>, Ekaterina V. Sokolova<sup>2</sup>, Olga A. Shestakova<sup>3</sup>

<sup>1-4</sup>Saint Petersburg National Research University of Information Technologies,  
Mechanics and Optics (ITMO University),

<sup>1-4</sup>9 Lomonosov Str., St. Petersburg 9190001, Russia,

<sup>1</sup>e-mail:abarano@corp.ifmo.ru, <sup>2</sup>e-mail:katena-log@mail.ru,

<sup>3</sup>e-mail:oashestakova@corp.ifmo.ru, <sup>4</sup>e-mail:vasilenok\_anna@mail.ru

**Abstract. Objectives** The equipment for general cryotherapy (WBC) has been used for more than 40 years without a clear understanding of the mechanism of therapeutic action, the technological conditions of patient safety, the nominal cost of energy in cryostation systems. Uncertainty in the fundamental issues of the production and operation of cryotherapy equipment has caused a gradual degradation of the WBC method in countries that have long determined the development of this section of cryomedical technology. **Method.** In Russia, thanks to the advanced development of the scientific basis of the production and operation of facilities for the WBC, this method is developing dynamically. Exports of cryo-therapeutic equipment are growing. In the foreign literature, the number of publications denying the effects of the WBC is growing. These articles describe research performed on foreign-made equipment, which is significantly inferior to Russian samples. Such publications discredit the WBC method, hamper the export of Russian equipment, and hinder the spread of effective treatment methods in Russia. **Result.** The results of the analysis of differences in design and technological parameters of domestic and foreign equipment are presented. The technique of numerical analysis and optimization of WBC technology is described. It is shown that the basis of the effectiveness of Russian equipment is rational design solutions and high power supply of cryostatting equipment. **Conclusion.** The individual technology of the procedures combines high therapeutic efficacy with relatively low energy costs, and also provides the traditional medicine principle of individuality of treatment. Research results should be popularized for the gradual distribution of single-unit installations in all medical facilities.

**Keywords:** general cryotherapy, WBC, cryogenic chamber, cryostat system, specific energy consumption, energy efficiency, thermal efficiency

**Введение.** Оборудование для общей криотерапии (whole body cryotherapy (WBC)) используется в клиниках мира более 40 лет. Несмотря на это, общепризнанная концепция механизма достижения лечебного эффекта до сих пор не сформирована [1-4], не определены физические условия безопасности и эффективности криогенного охлаждения поверхности кожи пациента. Не определены требования к энерговооруженности оборудования для реализации технологии WBC [5].

В условиях неопределенности технических требований к аппаратуре для WBC производители отдают предпочтение техническим решениям обеспечивающим снижение затрат на изготовление и эксплуатацию специализированных установок. Эти затраты напрямую зависят от номинального уровня температуры в зоне WBC, поэтому незначительное повышение минимальной температуры газа в процедурной кабине обеспечивает существенный экономический эффект.

За 40 лет производства аппаратов для WBC в Западной Европе температура газа в зоне WBC, по экономическим соображениям, выросла почти в два раза от 98 К [6,7] до 192 К [5]. В основном благодаря повышению температуры стоимость аппаратов для групповой WBC уменьшилась в 20 раз. Низкие цены на оборудование обеспечивают высокий уровень продаж, поэтому тенденция дальнейшего повышения рабочей температуры в зоне WBC сохраняется. Повышение уровня температуры сопровождается опережающим снижением энерговооруженности систем криостатирования зоны WBC.

Новейшие установки снабжены рефрижераторами с удельной мощностью электропривода не более  $1 \text{ кВт/ м}^3$ . На температурном уровне  $170 \text{ К}$  рефрижератор с такой мощностью обладает теплоотводящей способностью не более  $400 \text{ Вт/ м}^3$ , что сопоставимо с физиологическим тепловыделением пациента в условиях теплового комфорта ( $150 \text{ Вт}$ ) [5].

Изменение технологического режима WBC качественно снижает эффективность процедур. Описанные в XX веке лечебные эффекты [6,7,8] невозможно воспроизвести на большинстве современного оборудования для WBC.

Исследования, выполненные в Университете ИТМО, показали, что основной причиной снижения эффективности современных аппаратов является недостаточная интенсивность отвода теплоты с поверхности объекта WBC, кожного покрова человека. Следствием низкой интенсивности отвода теплоты является недостаточное переохлаждение поверхности. Показано, что при заявленных параметрах процесса WBC не может опуститься ниже  $+12^\circ\text{C}$  [9], а такого переохлаждения недостаточно для эффективной криостимуляции системы терморегуляции человеческого организма.

Негативные результаты вычислительного эксперимента по моделированию процесса WBC в многоместных устройствах подтверждены многочисленными публикациями о результатах мониторинга температуры кожи пациентов после процедур. По результатам измерений минимальная температура поверхности кожи пациентов составляет от  $14^\circ\text{C}$  [10] до  $22\text{-}25^\circ\text{C}$  [11,12].

Если учесть, что для эффективного лечения надо понизить температуру до уровня  $-2^\circ\text{C}$  [13], то многочисленные статьи [11-15] об отсутствии у WBC преимуществ перед водной гипотермией или «ледяными» компрессами представляются абсолютно достоверными. Большинство подобных публикаций основано на исследовании многоместных установок с температурой в зоне WBC не ниже  $-110^\circ\text{C}$ . Экспериментаторы упускают из виду то, что 40 лет назад, когда были описаны позитивные эффекты WBC, номинальная температура газа в зоне WBC составляла  $-170^\circ\text{C}$  [6,7]. Повышение температуры теплоотводящей газовой среды от  $-170^\circ\text{C}$  ( $103 \text{ К}$ ) до  $-110^\circ\text{C}$  ( $163 \text{ К}$ ), изменяет абсолютное значение температуры в 1,6 раза, что не может не сказаться на интенсивности отвода теплоты, степени переохлаждения поверхности тела пациентов т.д.

Следует отметить, что оптимальные условия WBC не только в многоместных аппаратах разработанных еще в 90-х годах XX века, но и в современных аналогах российских одноместных WBC устройств.

Международная группа исследователей провела испытания одноместной установки украинского производства [16]. Показано, что при заявленном уровне температуры в процедурной кабине  $-140^\circ\text{C}$ , действительная температура газа к концу процедуры, через  $170 \text{ с}$ , опустилась только до  $-40^\circ\text{C}$ . В таких условиях температура поверхности тела опустилась только до  $+18^\circ\text{C}$ . Нарушение температурного режима процедуры WBC приводит к снижению эффективности процедур вне зависимости от схемы охлаждения.

Можно утверждать, что в период с 1978 г. по 2018 г. технология, которую принято обозначать аббревиатурой «WBC», качественно изменилась. Причем, судя по современным публикациям, это качественное изменение негативно сказалось на лечебной эффективности процедур, которые совсем недавно успешно использовали для лечения ряда тяжелых заболеваний: ревматоидный артрит, бронхиальная астма, псориаз и т.д.

В России, благодаря опережающему развитию научных основ производства и эксплуатации установок для WBC, разработана и реализуется индивидуальная технология криотерапии. Конструктивные и технологические решения, заложенные в основу производства отечественных установок для WBC, обеспечили им высокую лечебную эффективность. Двадцатилетняя клиническая практика применения WBC не только подтвердила описанные в XX веке эффекты, но и существенно расширила список показаний к использованию криогенного лечения [17]. Растет экспорт российского криотерапевтического оборудования. Но, неопределенность в области технологии WBC продолжает крайне негативно влиять на международный рынок криотерапевтического оборудования. Зарубежные публикации, отрицающие лечебные эффекты WBC дискредитируют эффективное российское оборудование.

В тоже время, несмотря на достаточно большой объем негативной информации о многочисленных WBC аппаратах зарубежного производства, государственные учреждения России продолжают приобретать аппаратуру с номинальной температурой -110 и даже -85°C.

**Постановка задачи.** Определение и формализация причинно-следственных связей между технологическими параметрами WBC и величиной лечебного эффекта имеют высокое научное и социальное значение. Наиболее наглядным и контролируемым признаком эффективности WBC является продолжительность анальгетического действия, которая может составлять 6-8 часов [5].

Анальгетический эффект WBC впервые был описан и использован в лечебной практике японским врачом Т. Ямаучи [6,7]. Для проведения процедур WBC была изготовлена специальная установка, которая напоминала камеру для длительного хранения продуктов. Процедуры WBC проходили сразу до 12 пациентов. В теплообменники системы охлаждения подавался жидкий азот.

Существует предположение, что Т. Ямаучи поставил перед разработчиками задачу максимально снизить температуру газа в зоне WBC [5,17]. Температурный режим в зоне WBC определялся из условия предупреждения конденсации воздуха. Температура наружной поверхности теплообменника  $T_{HC}$  должна быть выше температуры конденсации воздуха  $T_A''$ :

$$T_{HC} > T_A'' = 81 \text{ К.} \quad (1)$$

При естественной конвекции газа в большом объеме расчетный градиент температур между газом и теплоотводящей поверхностью составляет примерно 20 К:

$$\Delta T_{A-HC} = T_A - T_{HC} \approx 20 \text{ К.} \quad (2)$$

С учетом этого, минимальная температура воздуха при расчетной тепловой нагрузке:

$$T_A = T_A'' + \Delta T_{A-HC} \approx 101 \text{ К. } (-172 \text{ C}). \quad (3)$$

Температура в зоне WBC поддерживалась без использования датчиков температуры, так как определялась давлением паров жидкого азота в трубах теплообменника HE (рис. 1). Контроллер уровня жидкости YC по сигналам датчика уровня Y управляет работой клапана SV, через который жидкий азот LN поступает в трубы теплообменника HE. Давление паров, 0,22 МПа, регулирует клапан V.

Это определяет температуру кипения азота и труб теплообменника HE. В паузах между процедурами, когда тепловая нагрузка на систему охлаждения снижается в 10 раз [5], температура воздуха в основной кабине приближается к температуре труб теплообменника:

$$\Delta T_{A-HC} \rightarrow 5 \text{ К, } T_A \rightarrow T_A'' + \Delta T_{A-HC} \approx 86 \text{ К } (-187 \text{ C}). \quad (4)$$

Температура воздуха в кабине все время остается на минимально возможном уровне. Отсутствие системы контроля температуры обеспечило японской установке уникальные эксплуатационные преимущества.

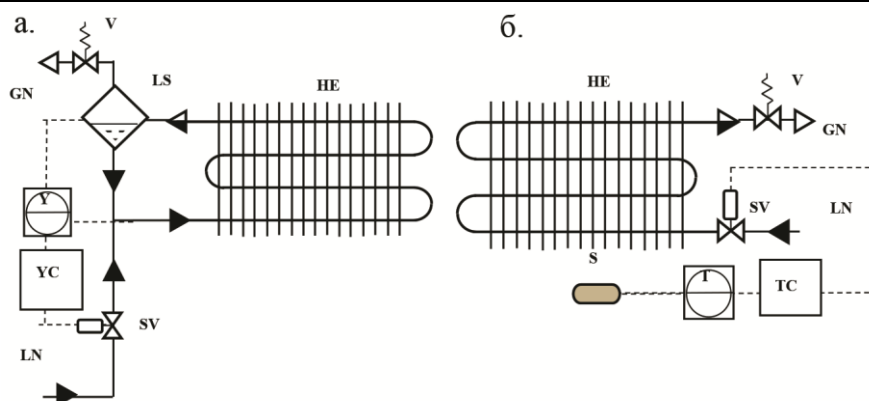
Теплообменники, заранее заполненные жидким азотом, успешно справлялись с резким увеличением тепловой нагрузки в момент входа пациентов в зону WBC.

Соотношения температур кипения азота и воздуха, а также особенности конструкции устройства, в котором проводились процедуры, случайным образом создали оптимальные условия для безопасной и эффективной процедуры. Методика быстро распространилась в странах Западной Европы. В Польше и ФРГ производители постарались воспроизвести японскую установку на основе доступной информации.

При этом минимальная температура повысилась до -160°C [5]. Температуру воздуха в кабине регулировал контроллер температуры TC (рис. 1 б), который, по сигналам температурного сенсора S управлял клапаном подачи жидкого азота SV.

В отсутствии пациентов подача жидкого азота прекращалась, а уровень жидкого азота в теплообменнике HE снижался до минимума. Это не позволяло криостатировать зону WBC в момент входа пациентов. Температура внутренней поверхности части труб теплообменника HE превышает температуру кипения криоагента больше чем на 20 К:

$$T_{HE} \rightarrow T_A \approx 110 \text{ К } \quad T_{HE} > T_A'' + 20 \text{ К} . \quad (5)$$



**Рис. 1. Азотная система охлаждения зоны WBC японских (а) и европейских (б) установок**  
**Fig. 1. Nitrogen cooling system of the WBC zone of Japanese (a) and European (b) installations.**

При входе пациентов в основную кабину проникает относительно теплый воздух из шлюза ( $T_s = 210$  К). При подаче жидкого азота в перегретые трубы кипение переходило плочный режим, а парожидкостной, через клапан V сбрасывается в окружающую среду. Теплообменник не обеспечивал отвод теплоты выделяемой от поверхности кожи пациентов, около 5 кВт/чел, и процедура WBC проходила при температуре существенно превышающей номинальные  $-160^{\circ}\text{C}$  [5].

Эксплуатационные недостатки азотной системы охлаждения и неопределенность требований к температуре воздуха в основной процедурной кабине создали условия для использования в системе криостатирования зоны WBC трехкаскадных холодильных машин и паровых циклов на газовых смесях [18] и повышения минимальной температуры до уровня  $-110^{\circ}\text{C}$ . В начале XXI века для проведения сеансов WBC стали предлагать «криотерапевтические» «CrioHome» с номинальной температурой  $-85^{\circ}\text{C}$ , т.е. тенденция к повышению температуры сохраняется.

С 1985 года самостоятельно развивается российское направление устройств для WBC, которое строится на использовании одноместных установок с азотной системой охлаждения (криосаун). Температура в кабине одноместной криосауны в течение всей процедуры составляет не выше  $-130^{\circ}\text{C}$  [17]. Основу производства и эксплуатации криосаун составляет разработанная в Университете ИТМО теплофизическая теория WBC.

**Методы исследования.** Теплофизическая теория WBC была сформулирована для того, чтобы преодолеть неопределенность технологических требований к специализированным аппаратам для проведения WBC. В качестве критерия оптимизации технологии WBC разумно использовать продолжительность анальгетического действия криотерапии. Продолжительность анальгетического действия или эффективное время (ЕТ WBC) легко определить на практике. Для расчета ЕТ WBC предложена формула [17], которая связывает позитивный эффект со степенью приближения температуры поверхности кожи  $T_s$  к температуре начала криповреждений  $T_{kr}=270,5$  К, а также с площадью  $f_s$  и продолжительностью  $\tau_{max}$  контакта поверхности тела с криогенным газом:

$$\tau_E = f_s \int_{\tau=0}^{\tau_{max}} \frac{A}{(T_s - T_{kr})^2} d\tau, \quad (6)$$

где A - эмпирическая константа, обеспечивающая расчет ЕТ WBC в секундах,  $A=1200$ .

Максимальная продолжительность WBC  $\tau_{max}$ , определяется с учетом требований гипотермической безопасности пациента, которые ограничивают допустимые изменения температуры тела на поверхности  $T_s$  и на внутренней границе жирового слоя кожи  $T_f$  (рис. 2):

$$T_s \geq 271 \text{ К } (-2^{\circ}\text{C}) \quad T_f \geq 309 \text{ К } (36^{\circ}\text{C}).$$

Соблюдение установленных ограничений изменения значения  $T_s$  и  $T_f$  защищает пациента от опасности обморожения и переохлаждения соответственно.

На рис.2 приведено графическое изображение оболочки тела (BS) пациента. BS представляет собой наружный слой тела, масса которого составляет 30% от общей массы тела. BS состоит из трех видов тканей: эпителия 1, жировой ткани 2 и мышечной ткани 3. Слои 1 и 2 без вреда

переносят существенное переохлаждение, безопасность пациента обеспечивается в том случае, когда нарушение нормального распределения температур не распространяется далее внутренней границы BS [6].

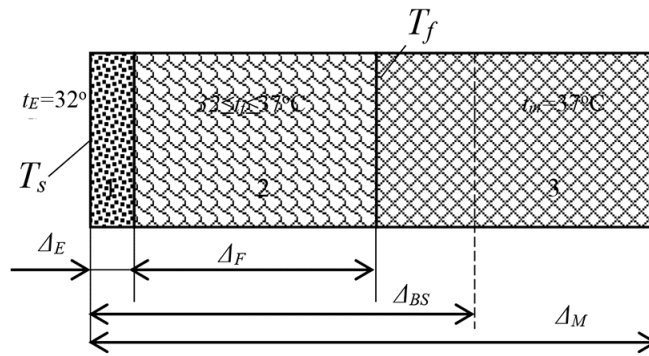


Рис. 2 Физическая модель оболочки тела (BS) человека  
 Fig. 2 Physical model of the human body shell (BS)

В нормальном состоянии  $t_E = 32^\circ\text{C}$ , в пределах жирового слоя температура BS повышается  $32 \leq t \leq 37^\circ\text{C}$ , температура слоя мышц равна температуре ядра тела (BC) человека  $t_m = t_{BC} = 37^\circ\text{C}$ . Принято допущение, что толщина слоев 1 и 2 у среднего пациента имеет следующие значения:  $\Delta_E = 2 \text{ mm}$ ;  $\Delta_F = 2 \text{ mm}$ . BS представляет собой относительно тонкий поверхностный слой. Расчетная толщина BS тела среднего человека составляет  $\Delta_{BS} = 16 \text{ mm}$ . При этом эффективный диаметр тела составляет 280 мм [6]. Это позволяет описать процессы переноса теплоты через ткани BS одномерным уравнением энергии:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = \frac{\partial q_x}{\partial x} + q_v, \quad (7)$$

где  $h$  – энтальпия ткани, кДж/кг;  $\tau$  – время, с;  $q_x$  – поток теплоты сквозь BS, Вт/м<sup>2</sup>,  $x$  – координата вдоль которой переносится теплота, м;  $q_v$  – теплота метаболизма, Вт/м<sup>3</sup>;

При замене производных разностными приближениями, можно получить алгебраическое выражение, пригодное для автоматизированных вычислений:

$$\rho \frac{\Delta h}{\Delta \tau} = \frac{\Delta q_x}{\Delta x} + q_v, \quad (8)$$

Решая уравнение (8) относительно значения энтальпии на новом временном слое  $h'$ , получим:

$$h' = h + \frac{(\Delta q_x + q_v \Delta x) \Delta \tau}{\Delta x \rho}, \quad (9)$$

где  $\Delta h = h' - h$ ,  $h$  – значение энтальпии вещества на текущем временном слое;  $\Delta x$  – шаг элементарных участков по координате  $X$ , м;  $\Delta \tau$  – шаг по времени.

Выражение (9) позволяет рассчитывать энтальпии узловых точек моделируемого объекта при известных граничных и начальных условиях.

Теплофизические свойства тканей оболочки приведены в табл.1.

Благодаря высокому содержанию воды  $\varphi$  все ткани BS человека обладают высокой теплоемкостью, которая обеспечивает аккумуляцию значительного количества теплоты. Теплота, накопленная в тканях, защищает органы ядра тела (BC), сердце, легкие, почки, печень от переохлаждения при резком понижении температуры окружающей среды.

Тепловой баланс элементарного участка BS:

$$\Delta h = h' - h = \frac{(\Delta q_x + q_v \Delta x) \Delta \tau}{\Delta x \rho}, \quad (10)$$

определяется соотношением интенсивности тепловых потоков переносимых теплопроводностью ткани вдоль координаты  $X$   $\Delta q_x$  и теплоты выделяемой внутренними источниками  $q_v$ .

**Таблица 1. Свойства тканей BS человека [19]**  
**Table 1. Properties of Human BS tissues**

Ткань Material	$\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	$\varphi$ , %	$c$ , Дж/(кг·К)	$\lambda$ , Вт/(м·К)	$q_v$ , Вт/м <sup>3</sup>
Кожа Skin	1093	72,0	3600	0,35	10996
Мышцы Muscle	1041	80,0	3458	0,475	7277
Жировая ткань Fatty tissue	916	20	2250	0,21	–

Интенсивность и направление переноса теплоты теплопроводностью зависит от распределения температур вдоль координаты X:

$$\Delta q_x = q_{i+1} + q_{i-1}, q_{i+1} = \lambda(T_{i+1} - T_i) / \Delta x, q_{i-1} = \lambda(T_{i-1} - T_i) / \Delta x. \quad (11)$$

На границах BS перенос теплоты описывается граничными условиями. Для внешней границы вычисляется интенсивность конвективного отвода теплоты:

$$i = 1, q_{i-1} = \alpha(T_g - T_i), \quad (12)$$

где  $\alpha$  коэффициент теплоотдачи при естественной конвекции газа или жидкости,  $\alpha = f(T_g, T_i)$ , Вт/м<sup>2</sup> К,  $T_g$  - температура теплоотводящей среды, К.

На внутренней границы BS температура тканей за время WBC не изменяется и равна температуре ядра тела  $T_{BC}$ :

$$i = n, T_{i+1} = T_{BC} = const. \quad (13)$$

Уравнение (10) описывает изменение теплосодержания тканей во времени  $h_i = f(\tau)$ , а для формирования отработки вопросов технологии WBC нужно получить аналогичную зависимость для температуры  $T_i = f(\tau)$ . На каждом шаге по времени по известному значению энтальпии элементов массива рассчитывается значение температуры:

$$T_i = f(h_i). \quad (14)$$

Описанный алгоритм вычислений формирует математическую модель BS тела человека, которая пригодна для исследований процессов терапевтического воздействия низкотемпературными жидкостями и газами.

Математическую модель BS тела человека позволила выполнить численный эксперимент по исследованию физических основ лечебной эффективности WBC. Достаточно часто [11,12] WBC сравнивают с процедурами водной гипотермии. 40 лет не прекращаются попытки заменить WBC более дешевыми водными процедурами.

Моделирование процесса охлаждения поверхности BS водой с температурой 273 К и криогенным газом с температурой 140 К, показало, что в холодной воде минимальная температура поверхности кожи составляет не менее 5,5°C [17]. Расчетная величина длительности анальгетического эффекта после водной гипотермии составляет 31 мин [5].

Использование для охлаждения поверхности BS криогенного газа с температурой 140 К дает совершенно иную картину. Понижение температуры идет почти без изменения темпа:

$$\partial T_{i=1} / \partial \tau \sim const. \quad (15)$$

Минимальное значение температуры  $T_{i=1} = 271$  К получено из-за прекращения численного эксперимента по условиям безопасности пациента во время WBC.

Поверхность BS переохладилась до минимально допустимого уровня. Выражение для вычисления продолжительности позитивных эффектов WBC (6), содержит член, который позволяет проиллюстрировать интенсивность стимуляции холодовых рецепторов изменении температуры поверхности BS. Это параметр процедуры получил название интенсивность стимулирующего действия (ISA):

$$I_{SA} = \frac{A}{(T_{i=1} - T_{kr})^2}, \quad (16)$$

График зависимости  $I_{SA} = f(T_{i=1})$  (рис. 3) показывает, как возрастает сигнал рецепторов по мере переохлаждения поверхности кожи.

При минимально возможной в условиях водной гипотермии температуре поверхности кожи  $5^{\circ}\text{C}$ ,  $I_{SA} = 21$  s/s, в то время как при WBC максимальное значение 225 раз выше  $I_{SA} = 4800$  s/s. Различия в интенсивности стимуляции холодных рецепторов определяют лечебные преимущества WBC над водной гипотермией.

Принципиальное значение для разработки технологии WBC имеют данные о количестве теплоты  $Q_{HC}$  отведенной с единицы поверхности BS теплоносителем (HC) и интенсивности теплового потока  $q_{HC}$ . Общий отвод теплоты определен путем интегрирования мгновенных значений  $q_{HC}$ , которые рассчитывались по формуле (12):

$$Q_{HC} = \int_{\tau=0}^{\tau_{max}} q_{HC} d\tau, \quad (17)$$

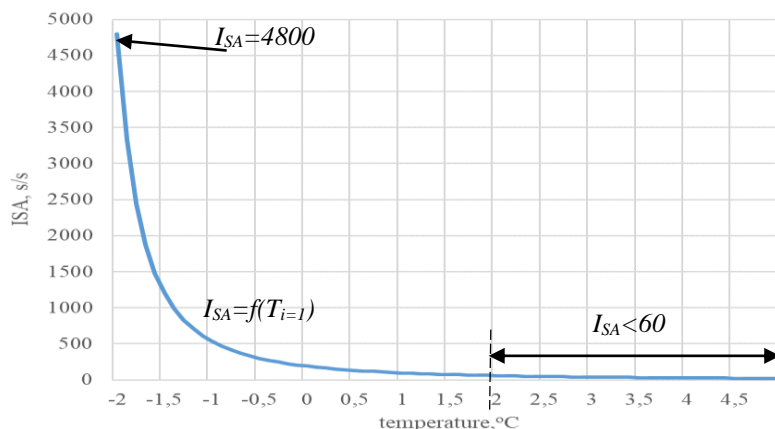
Расчетные значения  $Q_{HC}$  приведены в табл. 2.

**Таблица 2. Результаты численного эксперимента по моделированию отвода теплоты водой с температурой 273 К и газом с температурой 140 К [9]**

**Table 2. The results of a numerical experiment on the modeling of heat removal by water with a temperature of 273 K and gas with a temperature of 140 K [9]**

Результаты Results	Теплоноситель Heat carrier	
	gas	water
Продолжительность охлаждения, $\tau_{max}$ , с Cooling time	159	177
Минимальная температура поверхности объекта, $T_s$ , $^{\circ}\text{C}$ Minimum object surface temperature	-2,0	5,5
Минимальная температура на внутренней границе жирового слоя, $T_f$ , $^{\circ}\text{C}$ The minimum temperature at the inner boundary of the fat layer	309,2	309,0
Теплота, отведенная теплоносителем с поверхности тела, $Q_{HC}$ , кДж/м <sup>2</sup> The heat removed by the coolant from the surface of the body	440	410
Теплота, отведенная через внутреннюю границу жирового слоя, $Q_f$ , кДж/м <sup>2</sup> Heat retracted through the inner boundary of the fat layer	10,2	12,5
Поток теплоты с поверхности тела в начале процесса охлаждения, $q_{HC}^{max}$ , кВт/м <sup>2</sup> Heat flow from the body surface at the beginning of the cooling process	3,5	11,3
Поток теплоты с поверхности тела в конце процесса охлаждения, $q_{HC}^{min}$ , кВт/м <sup>2</sup> Heat flow from the body surface at the end of the cooling process	2,3	0,95

В криогенном газе отвод теплоты составил 440 кДж/м<sup>2</sup>, что больше на 10% чем в холодной воде. Полученный результат значительно меньше, чем предполагают некоторые популяризаторы WBC, которые оценивают отвод теплоты тела пациента в 1250 – 2500 кДж/м<sup>2</sup> [20]. В тоже время, полученный результат значительно больше, чем можно отвести из WBC устройства затратив на охлаждение одного пациента 2 кг жидкого азота [20]. Существенное практическое значение имеет оценка мощности удельного потока теплоты, который поверхность BS отдает теплоносителю.



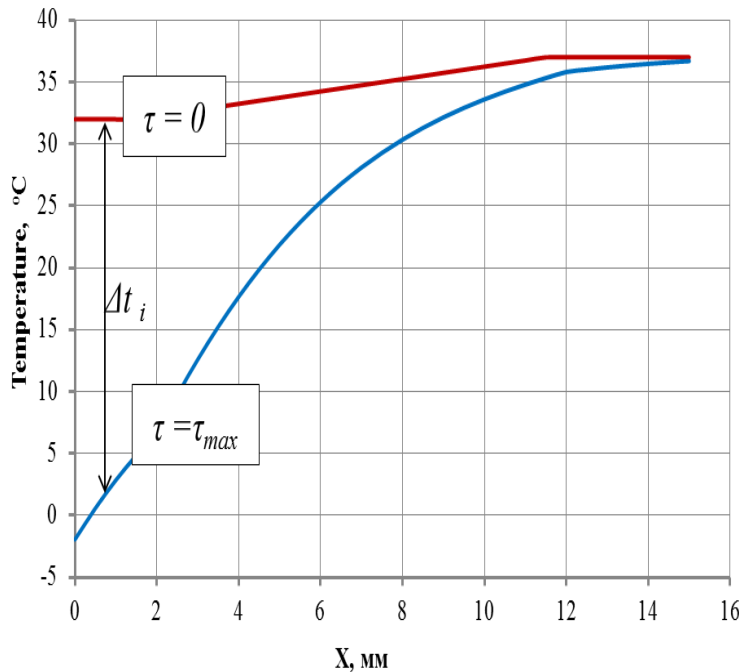
**Рис.3. Зависимость интенсивности криостимуляции от температуры кожи**

**Fig.3. Dependence of cryostimulation intensity on skin temperature**



В табл.2 приведены значения максимальные, в начале процедуры, и минимальные, в момент завершения охлаждения, мощности теплового потока к холодной воде и газообразному теплоносителю.

Для проектирования WBC устройств полезно знать среднее значение потока теплоты, который должен отвести теплоноситель за одну процедуру 2,9 кВт/м<sup>2</sup>. Это значение в 29 раз больше номинальной теплотворной способности человеческого организма, поэтому часто оспаривается производителями WBC устройств.



Оценка запаса теплоты в тканях BS до и после процедуры, показывает, что тепловой поток к теплоносителю обеспечивается теплоемкостью тканей оболочки тела (рис. 4).

Понижение температуры поверхности BS создает условия для увеличения переноса теплоты теплопроводностью от глубоких слоев к периферии тела. В результате происходит изменение распределения температуры тканей по всей толщине BS. Количество теплоты, отведенное от разных тканей BS, определяется разностью энтальпий до и после проведения процедуры WBC. С учетом постоянства теплоемкости тканей в температурном диапазоне от -2 до 40 °C [10].

Рис.4. Распределение температур покровных тканей по толщине оболочки до и после процедуры WBC  
 Fig.4. Temperature distribution of epithelial tissues over the shell thickness before and after the WBC procedure

Количество отведенной теплоты можно рассчитать по разности температур:

$$\Delta T_i = T_i^{\tau=0} - T_i^{\tau=\tau_{max}} \quad (18)$$

Количество аккумулированной теплоты, отведенное от одного элементарного участка:

$$Q_{Ai} = \Delta T_i \cdot \Delta x \cdot \rho_i \cdot c_i \quad (19)$$

Общее количество теплоты, выделенной за счет переохлаждения каждого из трех видов тканей BS, представляет собой сумму порций теплоты, выделенных на элементарных участках слоя данной ткани:

$$\begin{aligned} \text{эпителиальный слой } 1 \leq i \leq n_E, \quad Q_{AE} &= \sum_{i=1}^{n_E} \Delta T_i \cdot \Delta x \cdot \rho_i \cdot c_i, \\ \text{жировой слой } n_E + 1 \leq i \leq n_F, \quad Q_{AF} &= \sum_{i=n_E+1}^{n_F} \Delta T_i \cdot \Delta x \cdot \rho_i \cdot c_i, \\ \text{слой мышц } n_F + 1 \leq i \leq n_{BS}, \quad Q_{AM} &= \sum_{i=n_F+1}^{n_{BS}} \Delta T_i \cdot \Delta x \cdot \rho_i \cdot c_i. \end{aligned} \quad (20)$$

где  $n_E, n_F, n_{BS}$  число участков, расположенных между наружной поверхностью и внутренней границей слоя эпителия, жирового слоя и оболочки тела пациента, соответственно. Часть отведенной теплоты получена за счет внутренних источников в слое эпителия и мышц, теплоты метаболизма  $Q_{MH}$ . Эта теплота учитывалась по известному значению  $q_v$  (табл.1):

$$Q_{MHE} = \tau_{max} \cdot \Delta x (n_E - 1) \cdot q_{VE}, \quad Q_{MHM} = \tau_{max} \cdot \Delta x (n_{BS} - n_F - 1) \cdot q_{VM}, \quad (21)$$

где  $q_{VE}, q_{VM}$  – удельная теплота метаболизма эпителия и мышц соответственно, Вт/м<sup>3</sup>.

Некоторая часть отведенной теплоты поступила от ядра тела пациента. Количество полученной теплоты можно определить путем численного интегрирования мгновенных значений теплового потока, переносимого теплопроводностью через внутреннюю границу оболочки тела:

$$Q_{BC} = \int_{\tau=0}^{\tau_{max}} q_{n_{i+1}} \partial \tau, \quad (22)$$

Представление о том, что является источниками теплоты, отведенной с поверхности оболочки тела пациента, дает гистограмма (рис.5). Основная доля теплоты 55,2 % получена за счет

переохлаждения эпителиального слоя  $Q_{AE}$ . Теплота переохлаждения жирового слоя  $Q_{AF}$  составляет 39,8 %. Подвод теплоты от ядра тела  $Q_{BC}$ , от внутренних источников  $Q_{MH}$  в тканях оболочки тела и переохлаждения слоя мышц  $Q_{AM}$  составляют менее 2%.

Теплотворная способность организма не играет никакой роли при формировании тепловой нагрузки на систему охлаждения WBC устройства, которая определяется теплоаккумулирующей способностью тканей оболочки тела. Безопасность процедур WBC обеспечивается правильным выбором продолжительности контакта поверхности тела с криогенным газом. Система терморегуляции организма не влияет на безопасность процедур. На практике сложилось два варианта проведения процедур WBC в многоместных и одноместных установках [5]. Условия охлаждения в этих установках существенно различаются, поэтому технологию групповой и индивидуальной криотерапии WBC, следует разрабатывать отдельно. Вопреки распространенному мнению [2,16] в групповой установке площадь контакта охлаждающего газа с телом пациента составляет до 70,5 % от общей площади поверхности тела, а в индивидуальной кабине площадь контакта достигает 66 % [17].

Принципиально различается температурный режим групповой (GWBC) и индивидуальной (IWBC) криотерапии, поэтому нельзя разработать универсальные рекомендации по выбору оптимальной температуры газообразного теплоносителя. Для проведения предварительного анализа влияния температуры газа в зоне WBC на величину достигаемого позитивного эффекта можно принять допущение о том, что процедура проходит в изотермических условиях:

$$0 < \tau \leq \tau_{max}, T_1 = const, \quad (23)$$

Реализовать WBC в изотермическом режиме невозможно, так как необходимо некоторое время для входа пациента в низкотемпературную зону и выхода из нее, но исследование процессов WBC в идеальных температурных условиях позволяет сформулировать общие технологические условия эффективности.

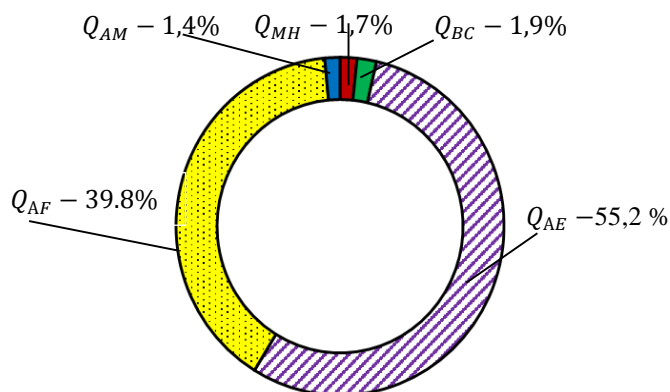
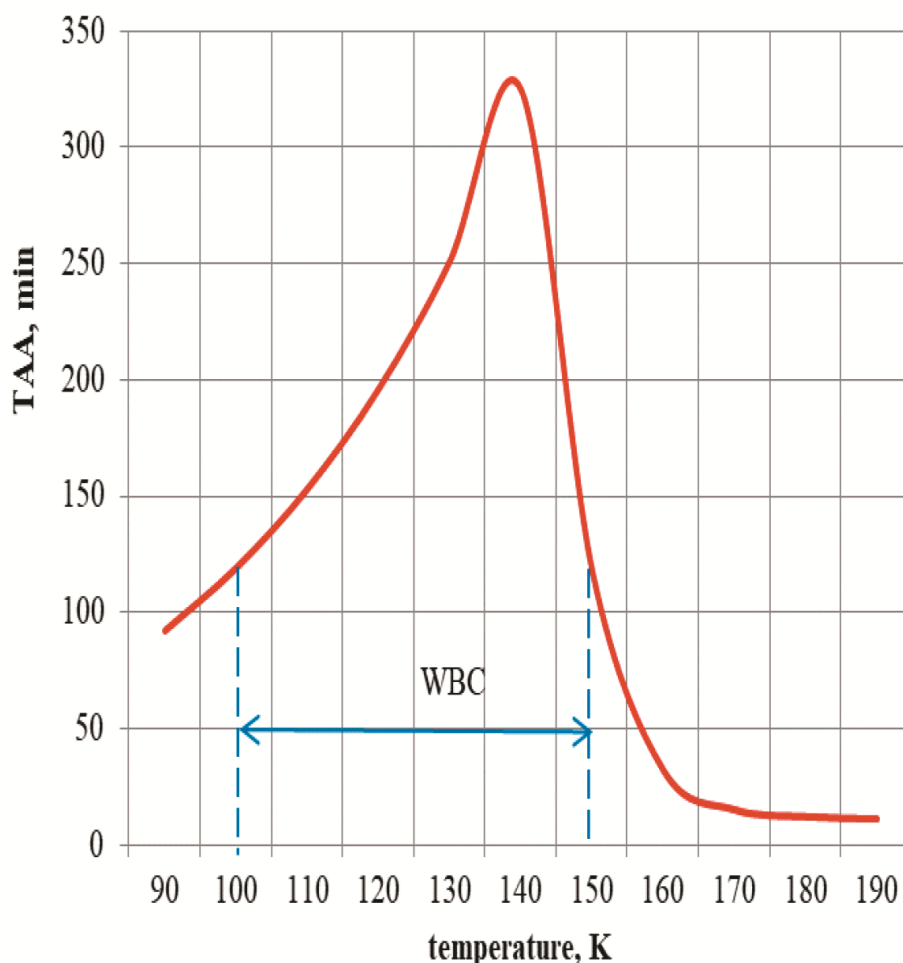


Рис.5. Источники теплоты, отведенной через поверхность оболочки тела

Fig.5. Sources of heat abstracted through the surface of the body shell

газ с температурой от 120 до 140 К [17]. При температуре 160 К ЕТ WBC процедур в 10 раз ниже максимального значения, и близка к результатам достигаемым во время водных процедур. Результаты вычислительного эксперимента по моделированию охлаждения поверхности тела газом с температурой 160 К (-110°C) идеально совпадают с результатами тестов, выполненных спортивными врачами [10,11,12], которые, сопоставляя лечебное действие WBC процедур при температуре -110°C и водных ванн с температурой 8°C, не выявили никаких преимуществ WBC.

По мере увеличения температуры газообразного теплоносителя интенсивность отвода теплоты от поверхности BS снижается, а безопасная продолжительность охлаждения возрастает. При температуре газа выше 150 К, опасность переохлаждения ядра тела ( $T_f \rightarrow 309$  К) возникает раньше, чем поверхность оболочки тела переохладится до уровня -2°C. Причиной прекращения процедур WBC становится нарушение условия  $T_f \geq 309$  К.



**Рис. 6. Зависимость продолжительности анальгетического эффекта от температуры газа**  
**Fig. 6. The dependence of the duration of the analgesic effect on the gas temperature**

При этом температура поверхности оболочки тела остается на достаточно высоком уровне ( $T_s \geq 275$  К ( $2^\circ\text{C}$ )), из-за чего холодные рецепторы кожи не испытывают существенного раздражения и, накопление позитивного эффекта WBC идет крайне медленно. Описанная картина идентична тому, что наблюдается в момент завершения процедуры водной гипотермии.

В условиях изотермического охлаждения тела газом с температурой 160К ( $-110^\circ\text{C}$ ) расчетная продолжительность процедуры WBC составляет 207 с. За это время температура поверхности BS снижается только до 275 К. В реальных условиях процедуры WBC в установках с минимальной температурой 160 К ( $-110^\circ\text{C}$ ) не обеспечивают постоянства температуры газа, поэтому температура поверхности BS после процедуры гораздо выше расчетной и составляет 15 – 20 $^\circ\text{C}$  [10-12]. Такую температуру на поверхности кожи можно получить, используя водные ванны с температурой  $+8^\circ\text{C}$ , поэтому сомнения авторов в целесообразности использования криогенных технологий вполне оправданы.

Вычислительные эксперименты на математической модели BS тела человека показали, что при увеличении температуры теплоносителя от 90 до 190 К, безопасная продолжительность пребывания пациента в зоне WBC возрастает от 54 до 237 с [5].

При температуре 140 К безопасная экспозиция охлаждения составляет 161с. Практика использования WBC показала, что наряду с максимальной продолжительностью охлаждения, необходимо ограничивать и минимальную продолжительность пребывания пациентов в криотерапевтической установке [17].

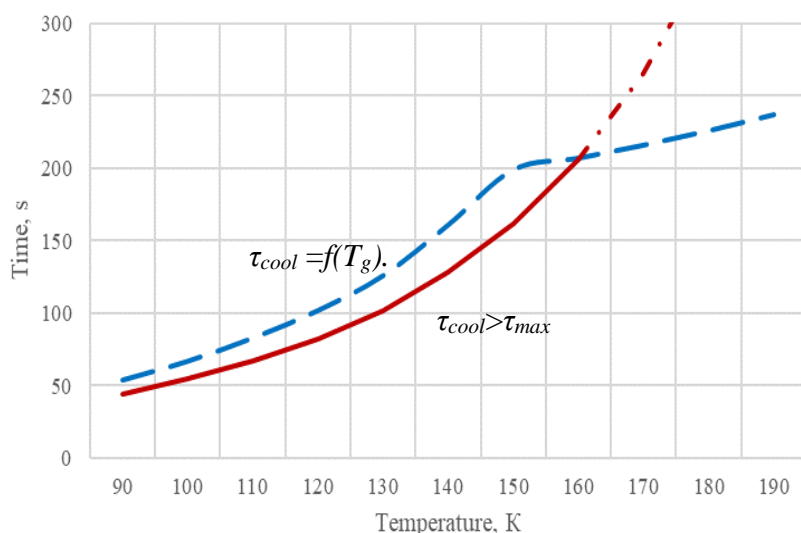


Рис.7. Расчетная продолжительность процедуры WBC ( $\tau_{max}$ ) и фазы охлаждения ( $\tau_{cool}$ ) при разных температурах газа  
 Fig.7. The estimated duration of the WBC procedure ( $\tau_{max}$ ) and the cooling phase ( $\tau_{cool}$ ) at different gas temperatures

В процедуре WBC есть достаточно большой период, когда позитивный эффект не формируется.

На эту фазу процедуры приходится почти 80 %, но 93 % позитивного эффекта формируется после ее завершения. Первая фаза процедуры WBC обеспечивает снижение температуры поверхности кожи до температуры  $T_S=275K$ , поэтому она получила название - фаза охлаждения ( $\tau_{cool}$ ). Очевидно, что продолжительность процедуры WBC должна быть больше продолжительности фазы охлаждения, но меньше времени нарушения условий безопасности  $\tau_{cool} < \tau < \tau_{max}$ . Вторая, эффективная,

фаза процедуры:

$$\tau_{EP} = \tau_{max} - \tau_{cool}, \quad (24)$$

обеспечивает формирование основного позитивного результата, чем больше продолжительность эффективной фазы, тем больше эффект процедуры.

Расчетные зависимости безопасной экспозиции WBC  $\tau_{max}$  и продолжительности фазы охлаждения  $\tau_{cool}$  от температуры газа  $T_g$  (рис.7), показывают, что повышение температуры газа от 90 до 150 К увеличивает эффективную фазу процедуры. При температурах выше 160 К расчетная продолжительность фазы охлаждения превышает безопасную экспозицию WBC.

Численные эксперименты на математической модели оболочки тела человека позволили сформулировать общие представления о технологических основах эффективного WBC.

При разработке технологических рекомендаций по проектированию установок для реализации методов GWBC или IWBC надо учитывать алгоритм изменения температуры газа контактирующего с поверхностью тела пациента.

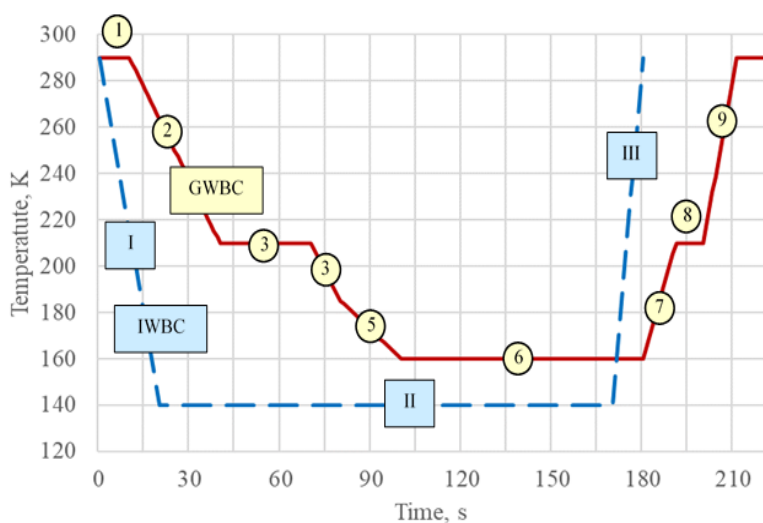


Рис.8. Примерный алгоритм изменения температуры охлаждающего газа при реализации технологии GWBC и IWBC  
 Fig.8. An approximate algorithm for changing the temperature of the cooling gas in the implementation of GWBC and IWBC technology

Установки для GWBC состоят из двух или трех теплоизолированных камер с разной температурой воздуха [3]. Пациенты проходят из процедурного кабинета в камеру с минимальной температурой (МС) и обратно, через шлюзовые камеры (ЛС). В большинстве современных установок в основной камере поддерживается температура 160К, а в шлюзовой камере 210 К. В момент входа (выхода) пациентов в ЛС или МС через входные люки проникает более теплый воздух из смежных объемов. Из-за этого температура воздуха в объеме МС повышается, как минимум на 25 К. С поверхности тела каждого

пациента в объем МС выделяется от 3,5 до 4,5 кВт теплоты. Поэтому действительный температурный режим GWBC зависит не только от выбора номинальных значений температуры в МС и ЛС, но и от мощности системы охлаждения. Температура охлаждающего газа изменяется по сложному графику, который состоит минимум из 8 этапов (рис.8).

Алгоритм изменения температуры газа при IWBC значительно проще.

Пациент входит в кабину, заполненную атмосферным воздухом, который быстро вытесняется парами жидкого азота с температурой не выше 140 К. Время снижения температуры газа в кабине IWBC до оптимального уровня зависит от мощности системы охлаждения и составляет не менее 20 с.

При проектировании систем охлаждения зоны WBC необходимо адекватно оценивать мощность тепловых потоков, которые надо компенсировать. Выше показано, что во время процедуры WBC с поверхности тела пациента выделяется 440 кДж/м<sup>2</sup> теплоты, а средний тепловой поток от тела к криогенному теплоносителю изменяется от 3,5 до 2,3 кВт/м<sup>2</sup> (табл. 2).

С учетом площади поверхности тела (1,6 м<sup>2</sup>) [5] подвод теплоты от одного пациента составит 700 кДж, средняя мощность подвода теплоты 4,6 кВт. Только на отвод теплоты, отведенной от поверхности тела одного пациента газом с температурой  $T_g = 140$  К надо затратить не менее 2,7 кг жидкого азота:

$$G_{LN} = \frac{Q_{HC}}{[r_{LN} + c_{LN}(T_g - T_{LN}^*)]} \quad (24)$$

где  $r_{LN}$  теплота парообразования азота,  $r_{LN} = 199$  кДж/кг,  $c_{LN}$  - теплоемкость паров азота,  $c_{LN} = 1,002$  кДж/кг,  $T_{LN}^*$  - температура кипения жидкого азота при атмосферном давлении,  $T_{LN}^* = 78$  К.

Расчетные затраты азота на отвод теплоты от поверхности тела в 2,7 раза выше, чем в современных установках для WBC с азотным охлаждением [5,8].

Для восстановления эффективности WBC надо обеспечить криотерапевтические установки достаточно мощными системами охлаждения.

Подвод теплоты от пациентов  $Q_{HC}$  составляет только полезную часть тепловой нагрузки на систему охлаждения. Кроме этого необходимо компенсировать подвод теплоты от стенок теплового ограждения зоны WBC  $Q_{TI}$  и теплоту, которую вносят в объем процедурной кабины потоки теплого газа из смежных объемов (шлюза или окружающей среды)  $Q_{GC}$ . Суммарная тепловая нагрузка определится как сумма теплоты полученной от разных источников:

$$Q_{\Sigma} = Q_{HC} + Q_{TI} + Q_{GC} \quad (25)$$

Энергетическая эффективность конструкции установки для WBC можно оценить по доле полезной нагрузки на систему криостатирования, тепловому коэффициенту полезного действия:

$$\eta_H = Q_{HC} / Q_{\Sigma} \quad (26)$$

Для оценки затрат энергии и выбора оптимальной технологии процедур WBC необходимо провести численный эксперимент на математической модели криотерапевтического устройства.

Поверхность тела пациента площадью  $F_1$  охлаждается газообразным теплоносителем, который заполняет объем теплового ограждения  $V_3$ . С поверхности тела пациента отводится поток теплоты  $q_{HC}$ . От поверхности теплового ограждения площадью  $F_3$  к газу в объеме  $V_3$  поступает тепловой поток  $q_{TI}$ . Движение потоков газа, связанное с перемещением пациентов и изменением плотности среды при колебаниях температуры, создает дополнительный источник тепловой нагрузки  $q_{GC}$ . Для сохранения температуры газа в зоне WBC на постоянном уровне необходимо обеспечить отвод суммарной теплоты  $q_{\Sigma}$  к системе криостатирования.

Для формирования одномерной модели необходимо отнести все показатели системы к единице объема зоны WBC. Удельная теплопередающая поверхность тепловой изоляции  $f_3$  и тела пациента  $f_1$  определяются с учетом объема процедурной кабины  $V_3$ :

$$f_3 = F_3 / V_3 f_1 = n F_1 / V_3, \quad (27)$$

Удельный подвод теплоты от тела пациента и теплового ограждения вычисляется с учетом температуры их поверхности:

$$q_{TI} = \alpha_{3-2} f_3 (T_3 - T_2), \quad q_{HC} = \alpha_{1-2} f_1 (T_1 - T_2), \quad (28)$$

где  $\alpha_{3-2}$  и  $\alpha_{1-2}$  – коэффициенты теплоотдачи от ограждения и тела пациента соответственно,  $T_1, T_3$  – температуры поверхности тела и ограждения,  $T_2$  – температура газа теплоносителя.

У аппаратов, предназначенных для реализации технологий GWBC и IWBC, удельные характеристики имеют большие различия. В многоместных установках плотность размещения пациентов составляет 0,4-0,7 чел/м<sup>3</sup>, а удельный объем свободного пространства  $V_0$  составляет не менее 98%. Удельная площадь поверхности тела пациента 0,6-1,0 м<sup>2</sup>/м<sup>3</sup>, площадь теплового ограждения зоны WBC составляет 2,4 – 3,0 м<sup>2</sup>/м<sup>3</sup>. Низкая компактность размещения пациентов в многоместных установках необходима для того, чтобы они могли перемещаться из одной низкотемпературной камеры в другую.

В одноместных криосаунах плотность размещения пациентов достигает 2,0 чел/м<sup>3</sup>, удельная площадь поверхности тела пациента 3,2 м<sup>2</sup>/м<sup>3</sup>, площадь теплового ограждения зоны WBC составляет 6,4 м<sup>2</sup>/м<sup>3</sup>, удельный объем свободного пространства составляет 84% [5]. Высокая компактность размещения пациента обеспечивается за счет того, что во время процедуры пациент не перемещается, поэтому размеры кабины сопоставимы с размерами тела пациента.

Подвод теплоты с потоками газа определяется интенсивность конвективного переноса массы теплого газа в объем зоны WBC. Подвод теплоты газовой конвекцией через границу зоны WBC определится из выражения:

$$q_{GC} = c_p g_G (T_g - T_2), \quad (29)$$

где  $g_G$  – удельный перенос массы газа в объем зоны WBC, кг/(м<sup>3</sup> с),  $c_p$  – теплоемкость газа, кДж/(кг К),  $T_g$  – температура газа, поступающего в зону WBC.

Большие потоки теплоты с потоками газа поступает в зону WBC при входе и выходе пациентов. Например, шлюзовая камера многоместной установки и кабина одноместной криосауны в момент входа пациентов заполняются атмосферным воздухом.

В шлюзовую кабину вместе с атмосферным воздухом поступает 93 кДж/м<sup>3</sup> теплоты. При восстановлении температуры до номинального уровня, плотность воздуха в шлюзовой кабине возрастает на 40 %, это сопровождается поступлением из атмосферы дополнительного количества воздуха, который вносит еще 27 кДж/м<sup>3</sup> теплоты. За одну процедуру в объем из шлюза поступает 120 кДж/м<sup>3</sup> теплоты, переносимой газовой конвекцией.

Основу математической модели зоны WBC составляет одномерное:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = \frac{\partial q_x}{\partial x} + q_v, \quad (30)$$

где  $q_v$  – теплота от внутренних источников :

$$q_v = q_\Sigma + q_{HC} + q_{TI} + q_{GC}. \quad (31)$$

В идеальном случае  $q_v = 0$ , так как  $q_\Sigma = -(q_{HC} + q_{TI} + q_{GC})$ , т.е. система охлаждения компенсирует подвод теплоты в единицу объема зоны WBC.

Для учета материального баланса в математической модели зоны WBC используется уравнение неразрывности потока:

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} + \frac{\partial g_x}{\partial x} = 0. \quad (32)$$

Так, перенос теплоты теплопроводностью газа мал, выражение (30) упрощается и может быть преобразовано путем замены производных разностными приближениями:

$$\rho \frac{\Delta h}{\Delta \tau} = q_v, \quad h' = h + \frac{q_v \Delta \tau}{\rho}. \quad (33)$$

Численное решение уравнения неразрывности (32) позволяет учитывать подвод массы газа для компенсации изменения плотности:

$$g'_x = g_x + \frac{(\rho' - \rho) \Delta x}{\Delta \tau}. \quad (34)$$

Уравнения (28, 33, 34) позволяют проанализировать процессы, протекающие в зоне WBC во время реализации индивидуальной или групповой технологии.

Для выполнения вычислительного эксперимента надо принять алгоритм изменения температуры охлаждающего газа для IWBC и GWBC.

Сформулировать температурный алгоритм для процесса IWBC относительно просто. Примем время заполнения зоны криогенным газом (рис.9)  $\tau_I=20$  с,  $\tau_{II}=150$ с,  $\tau_{III}=10$  с, а температуру газа в изотермической фазе II  $T_{II}=140$  К.

Удельные теплопередающие поверхности источников теплоты  $f_I=3,2$  м<sup>2</sup>/м<sup>3</sup>,  $f_3=6,4$  м<sup>2</sup>/м<sup>3</sup>, удельный объем свободного пространства составляет 84% [17].

При моделировании процесса IWBC вычисляются потоки теплоты от различных источников (28, 29) и определяются интегральный подвод теплоты:

$$Q_{HC} = f_2 \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{max}} q_{HC} \partial \tau, \quad Q_{TI} = f_3 \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{max}} q_{TI} \partial \tau, \quad Q_{GC} = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{max}} q_{GC} \partial \tau. \quad (35)$$

По уравнениям (25, 26) вычисляется суммарная тепловая нагрузка на систему охлаждения и тепловой коэффициент полезного действия.

Предполагается, что система охлаждения покрывает все виды тепловой нагрузки, поэтому удельная мощность электропривода рефрижератора может быть определена по тепловой нагрузке и значению холодильного коэффициента на текущем температурном уровне:

$$N_5 = q_{\Sigma} / \varepsilon_5, \quad \text{где } \varepsilon_5 = f(T_g), \quad (36)$$

где  $\varepsilon_5$  - холодильный коэффициент, отношение отведенной теплоты к затратам энергии в рефрижераторе, на температурном уровне 140К  $\varepsilon_5 = 0,25$  Вт/Вт.

По мгновенным значениям расчетной мощности рефрижератора системы вычисляется удельный расход электроэнергии на охлаждение зоны IWBC за процедуру:

$$Q_5 = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{max}} N_5 \partial \tau. \quad (37)$$

Определяем удельные значения расхода и затрат жидкого азота на процедуру:

$$g_{LN} = \frac{q_{\Sigma}}{[r_{LN} + c_{LN}(T_g - T_{LN}^n)]}, \quad G_{LN} = \int_0^{\tau_{max}} g_{LN} \partial \tau \quad (38)$$

Выполнение описанных выше вычислений позволяет оценить энергетическую эффективность групповой и индивидуальной технологии WBC.

**Обсуждение результатов.** В эксперименте по моделированию процесса GWBC использован временной алгоритм, представленный на графике (рис. 8), номинальная температура газа в основной кабине составляла 130 К. Рассчитывались энергетические показатели для основной и шлюзовой камер

Результаты численного эксперимента по моделированию процесса GWBC сведены в табл. 3. Энергетическая эффективность технологии оценивалась по сумме затрат энергии в основной и шлюзовой камере.

Проведение процедур WBC требует отвода большого количества теплоты из низкотемпературной зоны. Удельный подвод теплоты в зону IWBC составил  $Q_{\Sigma}=2012$  кДж/м<sup>3</sup>. Учитывая малую продолжительность процедуры ( $\tau_{max}=180$  с), средняя тепловая нагрузка на систему охлаждения зоны IWBC составила 11,8 кВт/м<sup>3</sup>.

Учитывая то, что эту тепловую нагрузку надо отвести на температурном уровне 140 К расчетная мощность системы охлаждения низкотемпературной зоны составила 45,3 кВт/м<sup>3</sup>. Рефрижераторы такой мощности достаточно дороги, поэтому экономически оправданно использовать азотную систему охлаждения зоны WBC. Удельные затраты жидкого азота составляют 7,503 кг/м<sup>3</sup>.

**Таблица 3. Энергетические характеристики аппаратов для IWBC и GWBC**  
**Table 3. Energy performance of devices for IWBC and GWBC**

Показатели Indicators	IWBC	GWBC		
		кабина Cabin	шлюз Gateway	всего Total
Характеристики зоны WBC Characteristics of the WBC zone				
$f_1, \text{ м}^2/\text{м}^3$	3,2	0,62	0,62	
$f_2, \text{ м}^2/\text{м}^3$	6,4	2,4	2,4	
$V_0 \%$	0,84	0,97	0,97	
Подвод теплоты в зону WBC Heat supply to the WBC zone				
$q_{\Sigma}^{max}, \text{ кВт}/\text{м}^3$	33	7,43	3,97	
$Q_{\Sigma}, \text{ кДж}/\text{м}^3$	2012	422	144	566
$Q_{GC}, \text{ кДж}/\text{м}^3$	92	142	96	238
$Q_{HC}, \text{ кДж}/\text{м}^3$	1427	246	33	279
$Q_{TL}, \text{ кДж}/\text{м}^3$	493	33	14	47
$Q_{\Sigma}/\tau_{max}, \text{ кВт}/\text{м}^3$	11,8	2,76	1,18	3,94
Затраты электроэнергии и жидкого азота на охлаждение The cost of electricity and liquid nitrogen for cooling				
$N_5^{max}, \text{ кВт}/\text{м}^3$	136	11,04	4,72	15,76
$Q_5, \text{ кВт час}/\text{м}^3$	2,15	0,50	0,07	0,57
$Q_5/\tau_{max}, \text{ кВт}/\text{м}^3$	45,3	11,04	4,72	15,76
$G_{LN}, \text{ кг}/\text{м}^3$	7,503	1,56	0,42	2,02
$G_{LN}/\tau_{max}, \text{ кг}/(\text{с}\cdot\text{м}^3)$	0,04	0,0029	0,009	0,0038

Энергетические показатели зоны GWBC гораздо ниже. Удельный подвод теплоты  $Q_{\Sigma}=566 \text{ кДж}/\text{м}^3$ , средняя тепловая нагрузка на систему охлаждения  $15,6 \text{ кВт}/\text{м}^3$ , мощность системы охлаждения определяется суммой притока теплоты в основную кабину и шлюз.

Из-за низкой компактности размещения пациентов в процедурной зоне, тепловой коэффициент полезного действия GWBC, доля полезной тепловой нагрузки от поверхности тел пациентов составляет всего 49%.

В одноместной установке доля полезной нагрузки составляет 71%, что свидетельствует о более рациональном расходовании энергии.

Данные табл. 3 не позволяют отдать однозначное предпочтение той или иной технологии. Это связано с тем, что все показатели отнесены к единице объема зоны WBC, в то время как технологическая задача технологического процесса состоит в охлаждении поверхности оболочки тела пациента.

Если рассчитать удельные значения тепловой нагрузки и затраты энергии на охлаждение единицы поверхности оболочки (табл. 4), преимущества технологии IWBC становятся неоспоримыми.

По всем энергетическим показателям технология IWBC в 1,5 раза эффективнее процесса GWBC. Удельные энергетические показатели установки для IWBC значительно лучше, чем и у GWBC аппарата.

**Таблица 4. Энергетические характеристики аппаратов для IWBC и GWBC**  
**Table 4. Energy performance of devices for IWBC and GWBC**

Показатели Indicators	IWBC	GWBC
$Q_{\Sigma}/f_1, \text{ кДж}/\text{м}^2$	629	913
$Q_5/f_1, \text{ кВт час}/\text{м}^2$	0,67	0,92
$G_{LN}/f_1 \text{ кг}/\text{м}^2$	2,34	3,24

Суммарная тепловая нагрузка при индивидуальной криотерапии почти в 1,5 раза ниже, что обеспечивает адекватное снижение удельных затрат электроэнергии или жидкого азота.



Затраты отнесенные к единице поверхности объекта WBC позволяют рассчитать минимальные энергетические требования к индивидуальным и групповым установкам.

С учетом площади поверхности оболочки одного пациента можно оценить затраты жидкого азота на одну процедуру в одноместной и групповой установке на 5 человек.

Для одноместной установки расход азота составит 3,75 кг, а для групповой 26 кг на процедуру. Результаты расчета для одноместной установки чуть лучше показателей действующих криосаун российского производства. А вот для пятиместной установки польского производства «KR-2005» заявленные производителем затраты жидкого азота составляют всего 10 кг на процедуру [8], т.е. в 2,6 раза менее расчетного результата.

На практике такой дефицит в снабжении криоагентом выражается в нарушении температурного режима зоны WBC и уменьшении эффекта процедур.

#### **Вывод.**

1. В практической деятельности сложилось два варианта проведения процедур WBC, которые существенно различаются по энергозатратам и температурному режиму.
2. Одноместные установки разрабатывались и производились на основе теплофизической теории WBC, поэтому их конструкция и режим работы в наибольшей степени соответствуют требованиям достижения максимального лечебного эффекта при соблюдении условий безопасности пациентов.
3. Многоступенчатые аппараты для WBC являются продуктом архаичного развития, поэтому не обеспечивают условий эффективного криовоздействия из-за неэффективного температурного режима и низкой энерговооруженности.
4. Для восстановления эффективности групповой криотерапии надо кардинально модернизировать установки. Перейти на азотное охлаждение зоны WBC и в 2,5 раза увеличить затраты жидкого азота. Такая модернизация потребует значительных затрат и существенно ухудшит экономические показатели оборудования, поэтому вероятность ее реализации крайне мала.
5. Учитывая то, что индивидуальная технология проведения процедур сочетает высокую лечебную эффективность с относительно низкими затратами энергии, а также обеспечивает традиционный для медицины принцип индивидуальности лечения следует популяризировать результаты исследования для постепенного распространения одноместных установок во всех медицинских учреждениях.

#### **Библиографический список:**

1. Rymaszewska J., Urbańska K. M., Szcześniak D., Stańczykiewicz B., Tryпка E., Zabłocka A. The improvement of memory deficits after whole-body cryotherapy – the first report // *CryoLetters*. 2018. V.39(3). P. 166-176.
2. Polidoria G., Cuttelli S., Hammond L., Langdon D., Legrande F., Taiara R., Boyer F.C., Costello J.T. Should Whole Body Cryotherapy sessions be differentiated between women and men? A preliminary study on the role of the body thermal resistance // *Medical Hypotheses*. 2018. V.120. P. 60-64.
3. Krueger M., Costello J.T., Achtzehn S., Dittmar K.H., Mester J. Whole-body cryotherapy (–110°C) following high-intensity intermittent exercise does not alter hormonal, inflammatory or muscle damage biomarkers in trained males // *Cytokine*. 2018. V. 107: P. 51-58.
4. Greenwald, E., Christman, M., Penn, L., Brinster, N., Liebman, T. Cold panniculitis: Adverse cutaneous effect of whole-body cryotherapy // *JAAD Case Rep*. 2018. V. 4(4). P. 344-345.
5. Баранов А.Ю. Низкотемпературные установки медицинского назначения. Ч. 1. Аппараты для общего криотерапевтического воздействия: учеб. пособие. – СПб: Университет ИТМО; ИХиБТ, 2016. – 178 с
6. Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K. The analgesic effects of –170°C whole body cryotherapy on rheumatoid arthritis (R.A.) // *Pain*. 1987. V. 30(1). 261 p.
7. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A. Clinical effects of –170°C whole body cryotherapy (W.B.C.T.) on steroid dependant chronic diseases // *Journal of Steroid Bio-chemistry*. 1986. V. 25(1). 25 p.
8. Zagrobelny Z. *Krioterapiamiejscowa I ogolnostrojowa*. Wroclaw 2003. 189 p.
9. Baranov A.Y., Malysheva T.A. Experimental verification of patients' skin-surface temperature measurements before and after whole body cryotherapy // *Exercise therapy and Sports Medicine*. 2016. V. 136(4). P. 40-46.
10. Маханёк А.А., Левин М.Л., Драгун В.Л. Теплофизические аспекты общей газовой криотерапии // *Вести НАН Беларуси. Сер. физ.-техн. наук*. 2011. № 3. С. 59–71.

11. Carrard J., Lambert A., Genné D. Transient global amnesia following a whole-body cryotherapy session // *BMJ Case Rep.* 2017. bcr-2017-221431.
12. Poppendieck W., Faude O., Wegmann M., Meyer T. Cooling and Performance Recovery o Trained Athletes: A Meta-Analytical Review // *International Journal of Sports Physiology and Performance.* 2013. V. 8. P. 227-242.
13. Шиман А.Г., Кирьянова В.В., Максимов А.В., Баранов А.Ю. Клинико-физиологические аспекты применения криотерапии // *Вестник СПб государственной медицинской академии им. И.И. Мечникова.* 2001. № 1. С. 27–35.
14. Vieira A., Bottaro M., Ferreira-Junior J.B., Vieira C., Cleto V.A., Cadore E.L., Simões H.G., Carmo J.D., Brown L.E. Does whole-body cryotherapy improve vertical jump recovery following a high-intensity exercise bout? // *Open Access J Sports Med.* 2015. V. 6. P. 49–54.
15. Westerlund T., Oksa J., Smolander J., Mikkelsen M. Thermal responses during and after whole-body cryotherapy // *Journal of Thermal Biology.* 2003. V. 28(8). P. 601–608.
16. Savica M., Fonda B., Sarabona N., Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin // *Journal of Thermal Biology.* 2013. V. 38(4). P. 186-191.
17. Баранов А.Ю., Шестакова О.А., Василёнок А.В. Двадцать лет клинической эксплуатации отечественных аппаратов для общего криотерапевтического воздействия // *Холодильная техника.* 2018. №5. С. 2-7.
18. Engel P., Fricke R., Taghawinejad M., Hildebrandt G. Ganzkörperkaltebehandlung bei patienten mit chronischer Polyarthritits // *Phys Med Baln Med Klim.* 1989. V. 18. P. 37-43.
19. Чернышев И.С. Современные аспекты криомедицины. Медицинская криология: Международный сб. трудов, Вып.3/ под ред. В.И. Коченова. – Н. Новгород, 2002. С. 57–69.
20. Цыганов Д.И. Криомедицина: процессы и аппараты. М: Сайнс-Пресс; 2011. 304 с.

#### Reference:

1. Rymaszewska J., Urbańska K. M., Szcześniak D., Stańczykiewicz B., Trypka E., Zabłocka A. The improvement of memory deficits after whole-body cryotherapy – the first report. *CryoLetters.* 2018;39(3):166-176.
2. Polidoria G., Cuttella S., Hammond L., Langdon D., Legrande F., Taiara R., Boyer F.C., Costello J.T. Should Whole Body Cryotherapy sessions be differentiated between women and men? A preliminary study on the role of the body thermal resistance. *Medical Hypotheses.* 2018;120:60-64.
3. Krueger M., Costello J.T., Achtzehn S., Dittmar K.H., Mester J. Whole-body cryotherapy (–110°C) following high-intensity intermittent exercise does not alter hormonal, inflammatory or muscle damage biomarkers in trained males. *Cytokine.* 2018;107:51-58.
4. Greenwald, E., Christman, M., Penn, L., Brinster, N., Liebman, T. Cold panniculitis: Adverse cutaneous effect of whole-body cryotherapy. *JAAD Case Rep.* 2018;4(4):344-345.
5. Baranov A.Yu. Nizkotemperaturnye ustanovki meditsinskogo naznacheniya. Ch. 1. Apparaty dlya obshchego krioterapevticheskogo vozdeistviya [Low-temperature installations for medical purposes. Part 1. Apparatus for general cryotherapy treatment. St. Petersburg, University ITMO; IHBT, 2016. 178 p.(In Russ.)]
6. Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K. The analgesic effects of –170°C whole body cryotherapy on rheumatoid arthritis (R.A.); *Pain.* 1987;30(1):261 p.
7. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A. Clinical effects of –170°C whole body cryotherapy (W.B.C.T.) on steroid dependant chronic diseases. *Journal of Steroid Bio-chemistry.* 1986;25(1): 25 p.
8. Zagrobелny Z. Krioterapiamiejscowa I ogolnoustrojowa. Wroclaw 2003. 189 p.
9. Baranov A.Y., Malysheva T.A. Experimental verification of patients' skin-surface temperature measurements before and after whole body cryotherapy. *Exercise therapy and Sports Medicine.* 2016;136(4):40-46.
10. Makhaniok A.A., Levin M.L., Dragun V.L. Teplofizicheskie aspekty obshcheigazovoikrioterapii [Thermophysigal aspects gas cryotherapy]. *Izvestiya Natsional'noi akademii nauk Belarusi, seriya fiziko-tekhnicheskikh nauk = Founded by the national academy of sciences of Belarus, Physico-Technical Series,* 2011;3:59–71.
11. Carrard J., Lambert A., Genné D. Transient global amnesia following a whole-body cryotherapy session. *BMJ Case Rep.* 2017;2017:bcr-2017-221431.
12. Poppendieck W., Faude O., Wegmann M., Meyer T. Cooling and Performance Recovery o Trained Athletes: A Meta-Analytical Review. *International Journal of Sports Physiology and Performance.* 2013;8:227-242.
13. Shiman A.G., Kiryanov V.V., Maksimov A.V., Baranov A.Y. Kliniko-fiziologicheskie aspekty primeneniya krioterapii [Clinito-physiological aspects of the application of cryotherapy]. *Vestnik SPb Gos. Med. Akademii im. I. I. Mechnikova. = St. Petersburg Herald State Medical Academy II Mechnikov* 2001;1:27-35. (In Russ.)]
14. Vieira A., Bottaro M., Ferreira-Junior J.B., Vieira C., Cleto V.A., Cadore E.L., Simões H.G., Carmo J.D., Brown L.E. Does whole-body cryotherapy improve vertical jump recovery following a high-intensity exercise bout? *Open Access J Sports Med.* 2015;6:49–54.
15. Westerlund T., Oksa J., Smolander J., Mikkelsen M. Thermal responses during and after whole-body cryotherapy. *Journal of Thermal Biology.* 2003;28(8):601–608.
16. Savica M., Fonda B., Sarabona N., Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin. *Journal of Thermal Biology.* 2013;38(4):186-191.

17. Baranov A.Yu., Shestakova O.A., Vasilenok A.V. Dvadsat' let klinicheskoi ekspluatatsii otechestvennykh apparatov dlya obshchego krioterapevticheskogo vozdeistviya [Twenty years of clinical operation of domestic devices for general cryotherapeutic effects. Kholodil'naya tekhnika = Refrigeration technique 2018;5:2-7. (In Russ.)]
18. Engel P., Fricke R., Taghawinejad M., Hildebrandt G. Ganzkörperkaltebehandlung bei patienten mit chronischer Polyarthrit. Phys Med Baln Med Klim. 1989;18:37-43.
19. Chernyshev I.S. Kriogennaya aeroterapiya v sovremennoi meditsine [Cryogenic aerotherapy in modern medicine. Moscow 2010. 26 p. (In Russ.)]
20. Tsyganov D.I. Kriomeditsina: Protsessy i apparaty [Cryomedicine: processes and devices. Moscow, SAINS-PRESS, 2011. 304 p. (In Russ.)]

**Сведения об авторах:**

**Баранов Александр Юрьевич** - доктор технических наук, профессор.

**Василенок Анна Владимировна** – аспирант.

**Соколова Екатерина Владимировна** - старший преподаватель.

**Шестакова Ольга Александровна** - ассистент.

**Information about the authors:**

**Alexander Yu. Baranov** - Dr. Sci. (Technical), Prof.

**Anna V. Vasilenok** - Graduate Student.

**Ekaterina V. Sokolova** - Senior Lecturer.

**Olga A. Shestakova** - Assistant.

**Конфликт интересов.**

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Поступила в редакцию** 12.07.2018.

**Принята в печать** 15.09.2018.

**Conflict of interest.**

The authors declare no conflict of interest.

**Received** 12.07.2018.

**Accepted for publication** 15.09.2018.