

DOI: <https://doi.org/10.17816/RF643101>

EDN: ??????

Использование жидкого азота в одноместных криотерапевтических установках российского производства

А.Ю.Баранов¹, Е.В.Соколова¹, В.А.Баранов², И.А.Баранов²¹ Университет ИТМО, Санкт-Петербург, Россия² Научно-производственное предприятие «КРИОН», Санкт-Петербург, Россия

АННОТАЦИЯ

Обоснование. В Российской Федерации более 25 лет эксплуатируются одноместные криотерапевтические установки (криосауны), использующие в качестве криоагента жидкий азот. Криосауны были разработаны в качестве альтернативы дорогостоящим многоместным установкам. Клиническая практика использования криосаун показала их эффективность и безопасность, значительно расширился список показаний к применению метода криотерапии. Эти достижения не принимаются во внимание и даже оспариваются зарубежными авторами.

Цель работы состоит в популяризации достоверной информации о принципе действия и преимуществах российских криосаун, анализ содержания современных зарубежных публикаций, посвященных криотерапевтической технике и технологиях, иллюстрация причин стагнации метода общей криотерапии в странах Западной Европы, формирование у отечественных специалистов обоснованного представления о конкурентных преимуществах различных видов криотерапевтической аппаратуры.

Методы. Статья написана «по мотивам» работы опубликованной членами рабочей группы развития криотерапии международного института холода (the IIR Working Group on Whole Body Cryotherapy/Cryostimulation), изданная как официальный документ IIR. Авторы публикации утверждают, что несмотря на быстрое распространение метода криотерапии, технологические основы эффективности этого метода по-прежнему не определены, а сведения его клиническом использовании недостоверны. Это утверждение противоречит действительности, т.к. в России технологические рекомендации по эффективности и безопасности сформулированы и обоснованы применительно к одноместным криосаунам, сведения об этом и клинических эффектах при использовании криосаун опубликованы, в том числе в изданиях, аффилированных с IIR, в которых публикуются члены рабочей группы развития криотерапии. Недостоверная информация о возможностях использования метода общей криотерапии дискредитирует криогенную терапию в целом и препятствует распространению высокоэффективного отечественного оборудования.

Результаты. В статье приводятся данные о несоответствии описания принципа действия криотерапевтических установок с азотным охлаждением, описание истории развития этого класса криомедицинской аппаратуры, описан принцип действия одноместных криосаун, технологические решения, обеспечивающие лечебную эффективность и безопасность аппаратуры, использующей жидкий азот в качестве криоагента. Приведена информация о причинах стагнации метода общей криотерапии в странах Западной Европы, главной из которых является замена азотных систем охлаждения компрессионными рефрижераторами.

Заключение. Одноместные криосауны с азотным охлаждением являются высокоэффективным средством немедикаментозной медицинской помощи, конкурентные преимущества которых основаны результатах многолетних научных исследований.

Ключевые слова: криотерапия; жидкий азот; криосауна.

Как цитировать:

Баранов А.Ю., Соколова Е.В., Баранов В.А., Баранов И.А. Использование жидкого азота в одноместных криотерапевтических установках российского производства // Холодильная техника. 2024. Т. 113, № 3. С. XX–XX. doi: 10.17816/RF643101 EDN: ??????

DOI: <https://doi.org/10.17816/RF643101>

EDN: ??????

Use of Liquid Nitrogen in Russian Single Cryotherapy Units

Aleksandr U. Baranov¹, Ekaterina V. Sokolova¹, Vladimir A. Baranov², Ivan A. Baranov²¹ ITMO University, Saint Petersburg, Russia² Research and production enterprise "KRION", Saint Petersburg, Russia

ABSTRACT

BACKGROUND: In the Russian Federation, single cryotherapy units (cryosaunas) using liquid nitrogen as a cryogen have been in operation for more than 25 years. Cryosaunas were developed as an alternative to expensive multi-person units. Clinical practice of using cryosaunas has shown their efficacy and safety and the medical indications for cryotherapy has significantly expanded. These achievements are not considered and even challenged by foreign scholars.

AIM: promotion of reliable information about the operation principle and advantages of Russian cryosaunas, analysis of modern foreign publications on cryotherapy equipment and technologies, demonstration of the reasons for stagnation of the general cryotherapy method in Western Europe, promotion of a well-founded vision among the Russian professionals about the competitive advantages of various types of cryotherapy equipment.

METHODS: the paper is written "based on" a research published by members of the IIR Working Group on Whole Body Cryotherapy/Cryostimulation, issued as an official IIR document. The authors of this publication claim that despite the rapid spread of the cryotherapy method, the technological foundations of the effectiveness of this method have not yet been identified, and the information of its clinical use is unreliable. This statement contradicts actual facts, since in Russia technological recommendations for effectiveness and safety have been enunciated and proved in relation to single-seat cryosaunas, information and clinical effects when using cryosaunas have been published, including in the IIR-affiliated publications, where members of the cryotherapy development working group published their findings. Inaccurate information on the possibilities of using the whole body cryotherapy method discredits cryogenic therapy in general and hinders spreading of highly effective domestic equipment.

RESULTS: the paper provides data on the discrepancy between a description of the operating principle of cryotherapeutic units with nitrogen cooling, description of the history of the development of this class of cryomedical equipment, description of the operating principle of single-seat cryosaunas, technological solutions that ensure therapeutic effectiveness and safety of equipment using liquid nitrogen as a cryogen. The paper provides information on the reasons for stagnation of the general cryotherapy method in Western European countries, where the main one is the replacement of nitrogen cooling systems with compression refrigerators.

CONCLUSION: single-seat cryosaunas with nitrogen cooling are a highly effective means of non-drug medical care, the competitive advantages of which are based on the results of many years of research.

Keywords: cryotherapy; liquid nitrogen; cryosauna, whole body cryotherapy, WBC.

To cite this article:

Baranov AU, Sokolova EV, Baranov VA, Baranov IA. Use of liquid nitrogen in Russian single cryotherapy units. *Refrigeration Technology*. 2024;113(3): XX–XX.
doi: 10.17816/RF643101 EDN: ??????

ВВЕДЕНИЕ

Среди специалистов в области криомедицинской техники и технологий большой популярностью пользуется статья авторов, входящих в состав рабочей группы развития при международном институте холода (the IIR Working Group on Whole Body Cryotherapy/Cryostimulation), изданная как официальный документ IIR [1]. Содержание статьи затрагивает научные результаты, полученные в России в данной области прикладных исследований, выставляет отечественные разработки в невыгодном свете. Это вызывает понятное желание объяснить истинное положение дел и оспорить некоторые выводы иностранных авторов.

Общая криотерапия (Whole-Body Cryotherapy (WBC)) — универсальная физиотерапевтическая методика, основанная на стимуляции холодовых рецепторов кожи за счет кратковременного контакта основной части поверхности тела пациента с газовой средой, охлажденной до температуры менее -130°C [4]. Для реализации технологии WBC в Российской Федерации разработана оригинальная схема одностойной криотерапевтической установки [6], которая более 25 лет назад была внедрена в клиническую практику [7].

Широкое применение отечественных аппаратов для WBC, тираж которых превысил 1000 единиц, показало высокую эффективность криогенной технологии при лечении широкого круга заболеваний: ревматоидного артрита, бронхиальной астмы, псориаза, рассеянного склероза. Отечественные одностойные установки (криосауны) получили мировое признание и успешно экспортируются.

Основу эффективности и безопасности одностойных криосаун обеспечивает оригинальная система покрытия тепловой нагрузки, в которой в качестве теплоотводящей среды используется жидкий азот. Это принципиально отличает принцип действия криосаун от устройств аналогичного назначения, производимых за пределами Российской Федерации, в которых последнее время для покрытия тепловой нагрузки используют компрессионные холодильные установки [8].

Практика клинического использования отечественных криосаун подтверждает достоверность ранней информации об эффективности и возможностях метода, предложенного японским ревматологом Т. Ямаучи еще в восьмидесятых годах XX века [9, 10], но и значительно расширила список показаний к применению одностойных криотерапевтических установок [11].

Основу эффективности и безопасности российских криосаун составляет оригинальная азотная система охлаждения, в которой передача теплоты к жидкому азоту осуществляется в режиме контактного теплообмена.

Учитывая мощную конкуренцию на рынке медицинской техники и технологии, отечественная аппаратура для WBC систематически подвергается недобросовестной критике, основанной на опыте эксплуатации контрафактных копий российских криосаун, произведенных на Украине

или в Словакии [12]. Описание принципа действия контактной системы азотного охлаждения одностойной криосауны позволит проиллюстрировать различия систем азотного охлаждения в оригинальных и контрафактных установках, позволит защитить рынок медицинского оборудования Российской Федерации от проникновения некачественного зарубежного оборудования.

Разнообразие технологических решений, используемых для покрытия тепловой нагрузки в установках для WBC, демонстрирует упомянутая выше статья рабочей группы развития WBC при IIR [1]. Кроме того, эта научная работа содержит констатацию состояния, в котором по мнению авторов находится метод общей криотерапии (криостимуляции) на данный момент. Статью открывает фраза, выражающая крайнюю неопределенность представлений авторов о методе общей криотерапии «Использование криостимуляции растет экспоненциально. Однако убедительных научных доказательств ее пользы еще предстоит предоставить». Учитывая то, что практика применения метода WBC в Западной Европе насчитывает около 40 лет [9, 10, 13], такое заявление представляется по меньшей мере странным, т.к. оно принадлежит авторам многочисленных публикаций по теме общей криотерапии. Вместе с тем, авторы статьи [1] подкрепляют свое утверждение ссылками на 25 профильных публикаций, которые в целом оправдывают высказанное в статье чувство неопределенности.

Показано, что для реализации метода WBC используют три вида криогенных устройств, которые отличаются способом отвода теплоты из процедурного пространства. Установки с использованием жидкого азота представлены многоместными устройствами, в которых жидкий азот кипит в рекуперативном теплообменнике

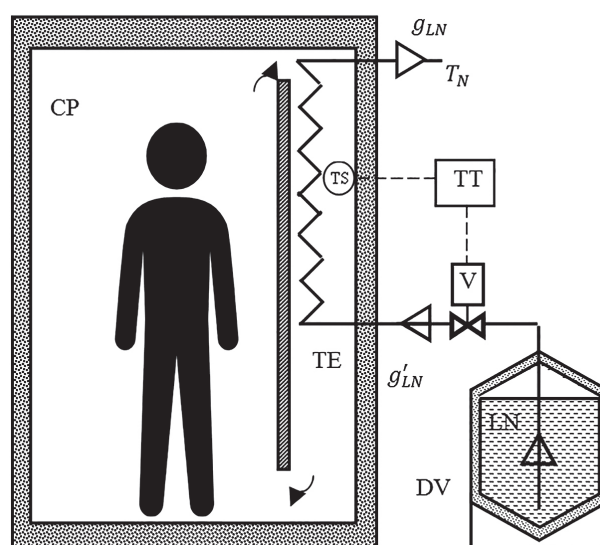


Рис. 1. Принципиальная схема многоместной криотерапевтической установки с азотным охлаждением [11].

Fig. 1. Flowchart of a multi-seat of a cryotherapy unit with nitrogen cooling [11].

(см. рис. 1), и индивидуальными устройствами, в которых теплота передается жидкому азоту контактным способом (см. рис. 2). Альтернативу этим аппаратам составляют установки для WBC, в которых тепловая нагрузка отводится с помощью компрессионной холодильной машины (см. рис. 3). Следует отметить, что в статье использованы графические материалы, опубликованные ранее в [14].

Эти упрощенные технологические схемы криотерапевтических установок ранее были представлены в докладе на международной конференции в Санкт Петербурге

(3rd IIR Conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation Saint Petersburg, Russia September 12–14, 2018), посвященной вопросам криомедицинских технологий [14]. Автор доклада использовал иллюстративный материал для анализа вопросов энергоэффективности и безопасности современного криотерапевтического оборудования. Эти материалы хорошо иллюстрируют современные представления большинства зарубежных авторов об устройстве криотерапевтической аппаратуры, поэтому почти без купюр были воспроизведены в коллективной статье рабочей группы IIR [1].

Первые европейские установки для общей криотерапии были созданы в подражание оригинальным японским устройствам, которые использовал автор метода WBC Т. Ямаучи [9, 10]. Принцип действия этих аппаратов поясняется схемой, приведенной на рис. 1. Пациенты размещаются в низкотемпературном теплоизолированном пространстве, кабине пациентов CP, которое заполняется воздухом с температурой ниже -130°C [4]. Пациенты входят в низкотемпературную кабину через одну или две шлюзовые камеры, в которых температура воздуха поддерживается на уровне -10°C и -60°C соответственно. Тепловая нагрузка на систему охлаждения складывается из 3 компонентов: потока теплоты, выделяемой при охлаждении воздуха, заполняющего кабину пациентов q_1 , потока теплоты, выделяемого с поверхности тела пациентов q_2 и потока теплоты q_3 от внутренней поверхности теплового ограждения кабины пациента CP. Суммарный подвод теплоты составляет:

$$q_{\Sigma} = q_1 + q_2 + q_3 \quad (1)$$

Для криостатирования внутреннего пространства CP на заданном температурном уровне, используется система «азотного охлаждения». Жидкий азот из криогенного сосуда DV, через регулирующий клапан V поступает в рекуперативный теплообменник, который расположен внутри кабины пациентов. Управление подачей жидкого азота в теплообменник TE осуществляется по сигналам датчика температуры TS расположенного внутри кабины. Сигналы датчика преобразует вторичный прибор TT, который формирует управляющие сигналы для регулирующего клапана V. Воздух, заполняющий процедурное пространство CP, поглощает суммарную тепловую нагрузку и передает ее поверхности рекуперативного теплообменника. Температура поверхности теплообменника T_{HE} не должна опускаться ниже температуры конденсации воздуха при атмосферном давлении T' , и не должна превышать номинальную температуру воздуха в процедурной кабине T_1 :

$$T' < T_{HE} < T_1 < -130^{\circ}\text{C}, \text{ где } T' \approx -192^{\circ}\text{C} \quad (2)$$

Суммарная тепловая нагрузка покрывается за счет теплоты кипения жидкого азота r' и теплоты перегрева его паров от состояния насыщения T_{LN}'' до температуры

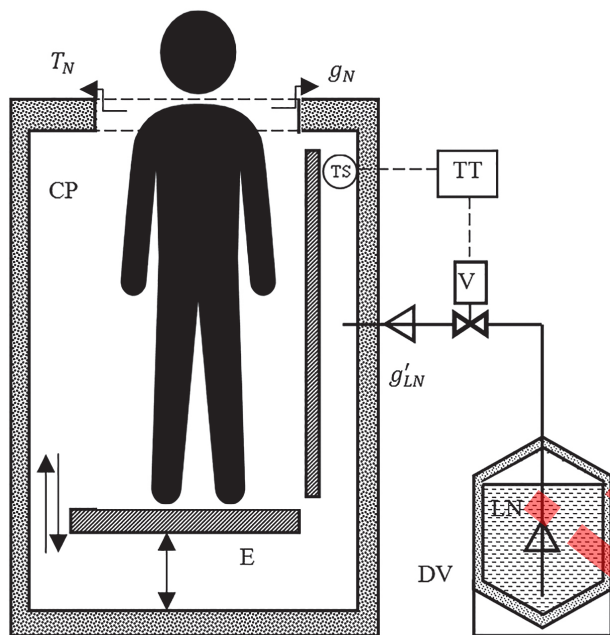


Рис. 2. Принципиальная схема индивидуальной криотерапевтической установки (криосауны) [11].

Fig. 2. Flowchart of a single-seat cryotherapy unit (cryosauna) [11].

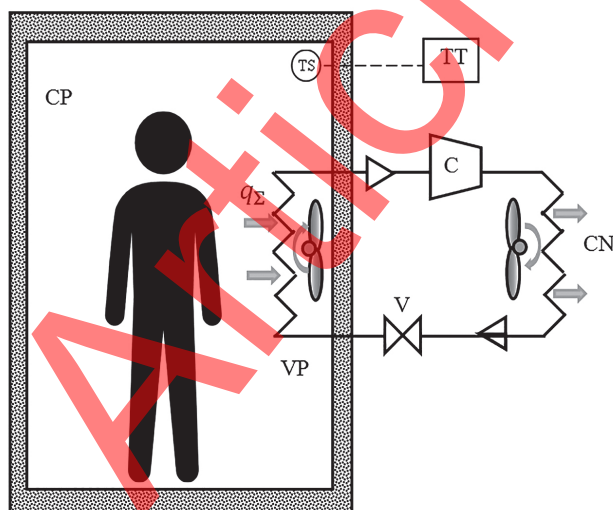


Рис. 3. Принципиальная схема многоместной криотерапевтической установки с компрессионным охлаждением [11].

Fig. 3. Flowchart of a multi-seat cryotherapy unit with compression refrigerators [11].

на выходе из теплообменника T_N . Тепловой баланс криотерапевтической установки запишется как:

$$q_1 + q_1 + q_3 = g_{LN} (r' + q_{LN}'), q_{LN}' = c_p (T_N - T_{LN}'). \quad (3)$$

Учитывая близость значений температуры воздуха в кабине пациентов и температуры насыщения паров азота, а также низкую эффективность естественной конвективной передачи теплоты от воздуха к поверхности рекуперативного теплообменника, основная тепловая нагрузка отводится за счет теплоты кипения жидкого азота. Это снижает эффективность использования криоагента в установках этого типа.

Одноместные криотерапевтические установки (криосауны) были разработаны в университете ИТМО (Санкт-Петербург) в качестве альтернативы многоместным системам с азотным охлаждением [15]. Отличительной особенностью этих устройств является высокая компактность размещения пациента процедурной кабине. Объем процедурной кабины криосауны не превышает $0,35 \text{ м}^3$, в то время как многоместных установках на одного пациента приходится более 1 м^3 низкотемпературного пространства [16]. Высокая компактность размещения снижает негативное влияние подвода теплоты от теплового ограждения и от охлаждения газа в процедурной кабине. Кроме этого, отвод теплоты из объема процедурной кабины осуществляется за счет контактного теплообмена между жидким азотом и газовой средой, заполняющей кабину CP (см. рис. 2). Авторы схемы, представленной на рис. 2 [14], утверждают, что в одноместных устройствах жидкий азот распыляется непосредственно в процедурной кабине, это не соответствует действительности, хотя сам принцип распыления криоагента используется в ряде одноместных криотерапевтических установок зарубежного производства [17, 8].

В установках этого типа пространство процедурной кабины заполняется парами жидкого азота, который непригоден для дыхания, поэтому кабина пациента снабжена подъёмником E , который позволяет пациенту дышать атмосферным воздухом. Отработанные пары жидкого азота отводятся в атмосферу через верхнее сечение кабины пациента CP . Контактная передача теплоты от атмосферы процедурной кабины к жидкому азоту и его парам, существенно повышает эффективность использования криоагента. В частности, пары жидкого азота перегреваются до уровня температуры в процедурной кабине:

$$(T_N = T_1) \quad (4)$$

Авторы отчета института IIR негативно характеризуют потребительские качества одноместных криотерапевтических установок [1], подчёркивают опасность близости органов дыхания пациента к зоне, заполненной парами жидкого азота. В действительности эти опасения беспочвенны, т.к. пространство над процедурной кабиной

активно вентилируется атмосферным воздухом, поэтому риск попадания паров азота в органы дыхания к пациента полностью исключен, что подтверждается двадцатипятилетним опытом клинического применения российских криосаун.

В конце девяностых годов XX века основные производители многоместных криотерапевтических Западной Европы систем перешли на производство многоместных криотерапевтических установок, в которых тепловая нагрузка покрывалась компрессионными холодильными агрегатами. Ошибка! Ошибка связи. (см. рис. 3). Основным стимулом к внедрению этого вида криотерапевтической аппаратуры считается стремлением пользователей избавиться от применения жидкого азота для покрытия тепловой нагрузки. Из-за невысокой плотности размещения пациентов и низкой эффективности передачи теплоты к рекуперативному теплообменнику, многоместные криотерапевтические установки расходуют значительное количество жидкого азота [19]. Например, только пусковые затраты жидкого азота в установке этого типа, составляют $250\text{--}300 \text{ кг}$, а среднесуточный расход криоагента превышает $1\ 500 \text{ кг}$ [16]. Существенную роль в критике многоместных установок с азотным охлаждением сыграло то, что большинство авторов неверно оценивает тепловую нагрузку, связанную с присутствием в процедурной кабине пациентов. Предполагается, что теплота, выделяемая с поверхности тела пациента, ограничивается теплотворной способностью человеческого организма, которые не превышают 500 Вт [4]. В действительности во время процедуры WBC поверхность тела пациента переохлаждается на 32 К , за счет чего в процедурное пространство выделяется значительное количество теплоты, до 600 кДж , причем за ограниченный промежуток времени [4]. Из-за этого тепловой поток с поверхности тела одного пациента может достигать значения $5\ 000 \text{ Вт}$ [16], что на порядок больше физиологических тепловыделений.

Кроме этого, большинство авторов недооценивает, дополнительное поступление теплоты, связанное с колебанием температуры воздуха в процедурном пространстве, которое возникает из-за проникновения в основную кабину многоместной установки относительно теплых воздушных масс из смежных объемов в момент входа (выхода) пациентов [20].

Упрощенная технологическая схема [1, 14] криотерапевтической установки с компрессионной системой охлаждения представлена на рис. 3. Отвод теплоты из процедурами кабины обеспечивает холодильная установка, включающая компрессор C , конденсатор CN , узел дросселирования V и испаритель VP . Последнее время в качестве рабочего вещества компрессионного охладителя используются газовые смеси. Кипение рабочего вещества в испарителе VP обеспечивает отвод тепловой нагрузки из внутреннего пространства процедурной кабины CP . Рабочее вещество сжимается в компрессоре C и направляется в конденсатор CN . Процесс конденсации рабочего

вещества обеспечивает сброс теплоты в окружающую среду. Сконденсированная газовая смесь через узел V дросселируется в испаритель VP.

Основным эксплуатационным недостатком установок с компрессионной системой охлаждения является относительно высокая температура в кабине пациентов, которая даже в пустой процедурной кабине не опускается ниже -110°C [1, 14, 20]. Более того, на рынке медицинской техники присутствуют аппараты, в которых рабочий уровень температуры составляет не ниже -80°C . Судя по всему, производители выбирали уровень рабочей температуры в основной кабине пациентов исходя из возможностей компрессионных охладителей на момент начала производства этого класса установок, т.к. выбранная температура значительно выше, чем в оригинальной криотерапевтической установке Т. Ямаучи [9, 10].

Компрессионные охладители многоместных криотерапевтических установок имеют явный дефицит мощности силовых агрегатов. Для сравнения многоместные криотерапевтические установки расходуют в час не менее 200 кг жидкого азота, что позволяет поддерживать теплоотводящую способность системы на температурном уровне не выше -130°C в пределах 14 кВт [20]. Для достижения такой же теплоотводящей способности необходима холодильная установка с мощностью электрического привода не менее 56 кВт. При этом мощность рефрижераторных систем современных групповых установок для WBC не превышает 15 кВт [16]. Из-за дефицита мощности установки этого типа за час отпускают не более 5 процедур продолжительностью 4 мин, т.е. на работу в процедурном режиме в течение часа затрачивается всего 20 мин, а 40 мин уходит на восстановление температурного режима в процедурной кабине перед очередной процедурой [20].

Несмотря на указанные выше очевидные эксплуатационные недостатки установок с компрессионными системами охлаждения, именно они сегодня формируют основной парк криотерапевтической аппаратуры стран Западной Европы. Производство многоместных установок с азотной системой охлаждения осуществляет только одно предприятие — компания «CREATOR» (Польша, г. Вроцлав).

Основной объем информации, публикуемой по теме «общая криотерапия» в зарубежных источниках, формируется на базе эксплуатации аппаратов с компрессионным охлаждением, которые, как показано выше, не обеспечивают температурных условий для эффективного криотерапевтического воздействия.

Сложившаяся ситуация объясняет причины того, что спустя 40 лет клинического применения методики WBC в Западной Европе авторы аналитического обзора IIR делают заключение о том, что на современном этапе не существует общепринятого представления об условиях обеспечивающих эффективное криотерапевтического воздействия [1].

Этот неутешительный вывод предопределен тем, что авторы обзора опираются на информацию, полученную при эксплуатации заведомо неэффективного оборудования с компрессионными охладителями, и полностью игнорируют информацию об эффектах достигаемых в установках с азотным охлаждением. Все авторы статьи принимали участие в международной конференции по криомедицине (3rd IIR Conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation), которая была организована под эгидой IIR в Санкт-Петербурге осенью 2018 г. По результатам которой был издан сборник научных статей зарубежных и российских авторов, в том числе 5 статей с участием членов рабочей группы IIR [14, 21–24]. В это сборник вошло 7 статей российских авторов, в которых изложены результаты научных исследований выполненных на базе одностенных криосаун [4, 11, 16, 19, 2–3]. Статьи российских авторов содержат определённые ответы на вопросы, которые спустя 2 года после выхода сборника авторы обзора IIR называют «нерешенными» [1]. В частности, обоснованы рекомендации по выбору температуры газа в процедурном пространстве [4, 19] и продолжительности процедуры WBC [4], показаны причины низкой лечебной эффективности многоместных криотерапевтических установок с компрессионными система охлаждения [4, 2], сформулирована теплофизическая теория общего криотерапевтического воздействия [2]. Эти материалы опубликованы в одном издании со статьями, из которых авторы обзора заимствовали упрощенные технологические схемы криотерапевтических [14] установок (см. рисунки 1–3).

Материалы, подготовленные и представленные российскими специалистами, авторы обзора [1] по-видимому «не заметили». Можно предположить, что представления российских специалистов и материалы об эффективности одностенных криосаун [11] для членов рабочей группы IIR неубедительны. Однако, указанное обстоятельство не является основанием для того, чтобы их полностью игнорировать.

Учитывая сложившуюся ситуацию на рынке медицинских изделий России, нет смысла анализировать причины неэффективности зарубежного криотерапевтического оборудования, которое теперь не поставляется в Россию. Целесообразно сконцентрироваться на работе криотерапевтических установок с азотным охлаждением и раскрыть технологические приемы обеспечивающие этим аппаратам высокие конкурентные преимущества.

МЕТОДЫ

Европейские криотерапевтические установки, которые появились в медицинских центрах Западной Европы в начале 90 гг. XX в., строились на базе оригинальной криотерапевтической системы, изготовленной в Японии по заказу автора метода Т. Ямаучи [10, 11, 20]. В этом криогенном аппарате отсутствовала система управления температурой воздуха в процедурной зоне (см. рис. 4). Разработчик

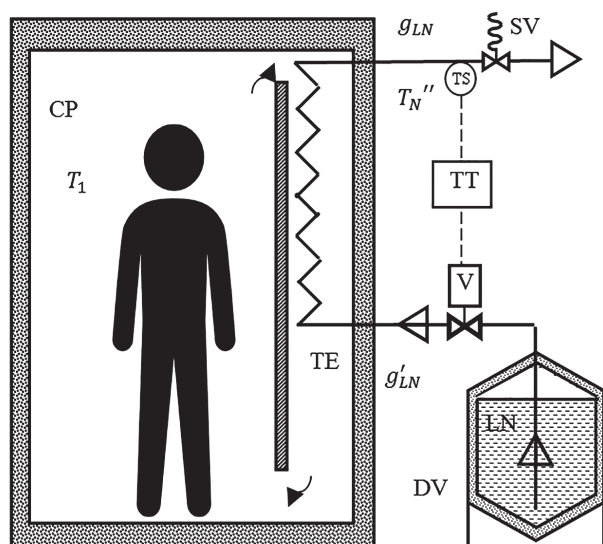


Рис. 4. Принципиальная схема криотерапевтической установки Т. Ямаучи [18].

Fig. 4. Flowchart of a T. Yamauchi cryotherapy unit [18].

метода WBC Т. Ямаучи [10, 11] считал, что для достижения максимального криотерапевтического эффекта необходимо поддерживать в процедурном пространстве минимально возможную температуру воздуха. Разработчики первой криотерапевтической установки обеспечили условия, при которых исключалась возможность конденсации воздуха, заполняющего кабину пациента на поверхности рекуперативного теплообменника. Для этого жидкий азот поступал в рекуперативный теплообменник при давлении не ниже 0,07 МПа. Повышенное давление кипения предупреждало конденсацию воздуха на внешней поверхности теплообменника:

$$T' < T_{HE} = f(P); T' \approx 81 K (-192^\circ C). \quad (5)$$

Избыточное давление в линиях отвода паров жидкого азота ограничивалось посредством клапана SV. Система управления подачей азота поддерживала температуру паров азота на выходе из рекуперативного теплообменника на уровне близком к состоянию насыщения жидкого азота при давлении 0,07 МПа:

$$T_N'' \leq 83 K (-190^\circ C). \quad (6)$$

При таких условиях трубы рекуперативного теплообменника TE были постоянно заполнены жидким азотом, что значительно повышало устойчивость систему охлаждения при резких изменениях величины тепловой нагрузки.

В отсутствие пациентов температура воздуха внутри кабины CP опускалась до минимального возможного уровня:

$$T_1 \rightarrow 88 K (-185^\circ C). \quad (7)$$

При входе пациентов тепловая нагрузка на рекуперативный теплообменник увеличивалась на порядок, поэтому система охлаждения переходила в другое равновесное состояние на температурном уровне:

$$T_1 \rightarrow 103 K (-170^\circ C). \quad (8)$$

При описании работы своей криотерапевтической установки Т. Ямаучи часто указывал два уровня рабочей температуры -185 и $-170^\circ C$ [10, 11]. Основываясь на этих данных, разработчики европейских криотерапевтических установок приняли номинальную температуру в процедурной кабине равной $-160^\circ C$ [1, 14, 20]. Именно при такой температуре работали первые установки в Германии и Польше, при эксплуатации которых были подтверждены лечебные эффекты, описанные автором метода [4].

В европейских установках система управления подачей жидкого азота поддерживала температурный уровень $-160^\circ C$, когда в отсутствие пациентов эта температура устанавливалась в основной процедурной кабине система терморегуляции TT прекращала подачу жидкого азота в рекуперативный теплообменник TE и ограничивала степень заполнения труб жидким азотом. При входе пациентов в процедурную кабину проникает относительно теплый воздух из шлюзовой камеры ($T_{ш} = -60^\circ C$), суммарная тепловая нагрузка на систему охлаждения увеличивается на порядок, в том числе из-за подвода теплоты с поверхности тел пациентов ($q_3 > 3 \text{ кВт}$ от одного пациента), т.е. не менее 18 кВт от группы из 6 пациентов [20]. При резком увеличении интенсивности подвода теплоты рекуперативный теплообменник TE не может его компенсировать из-за того, что система терморегуляции TT ограничила его заполнение жидким азотом на предыдущем технологическом этапе. В таких условиях подвод теплоты от пациентов и воздуха, поступившего из объема шлюза с повышенной температурой ($T_{ш} = -60^\circ C$), вызывают рост температуры воздуха в основной кабине пациентов и она до выхода пациентов сохраняется на уровне выше номинального:

$$T_1 > 113 K (-160^\circ C). \quad (9)$$

Нестабильность температурного режима процедурной кабины и «неоправданно большие», по мнению пользователей, затраты жидкого азота, стали причиной того, что многие производители отказались от выпуска криотерапевтических установок с азотным охлаждением в 90 гг. XX в. [20].

Примерно в это же время, в России была разработана и реализована альтернативная технология проведения процедур WBC — индивидуальная криотерапия [2]. Идея производства одноместных криотерапевтических установок (криосаун) основывалась на очевидном соображении о том, что лечебные процедуры желательно проводить в индивидуальном порядке. При переходе на одноместные

установки удалось значительно уменьшить размеры процедурной кабины, а вместо воздуха использовать в качестве теплоотводящей среды пары жидкого азота, которые можно получать за счет контактного подвода теплоты к криоагенту. Технологическая схема одноместной криосауны (см. рис. 5) отличается от схемы, опубликованной экспертами IIR (см. рис. 2).

В криосаунах не допускается распыление жидкого азота в объеме процедурной кабины, т.к. частицы криоагента могли бы попасть на поверхность тела пациента. Для получение азотного пара, которым заполняется процедурная кабина используются специализированные теплообменный аппарат — парогенератор *VG*. Испарение жидкого азота в парогенераторе происходит за счет подвода теплоты, которая переносится газовым потоком, поступающим на регенерацию (восстановление температуры) из объема процедурной кабины. Этот поток, поток газа теплоносителя, с расходом g_u циркулирует между кабиной пациента и парогенератором. Циркуляционный поток теплоносителя переносит теплоту, выделенную в кабине в контактный теплообменник парогенератора за счет теплоемкости газа и разности температур на границах процедурной кабины:

$$q_u = g_u \cdot c_p (T_{1-0} - T_{1-1}) \cdot \quad (10)$$

Теплота, подведенная потоком теплоносителя в парогенератор *VG*, затрачивается на испарение жидкого азота и вызывает образование потока азотного пара, который смешивается с циркуляционным потоком и направляется в кабину пациента:

$$g_{LN} = \frac{q_u}{r' + c_p (T_{1-0} - T_{LN}^*)} \cdot \quad (11)$$

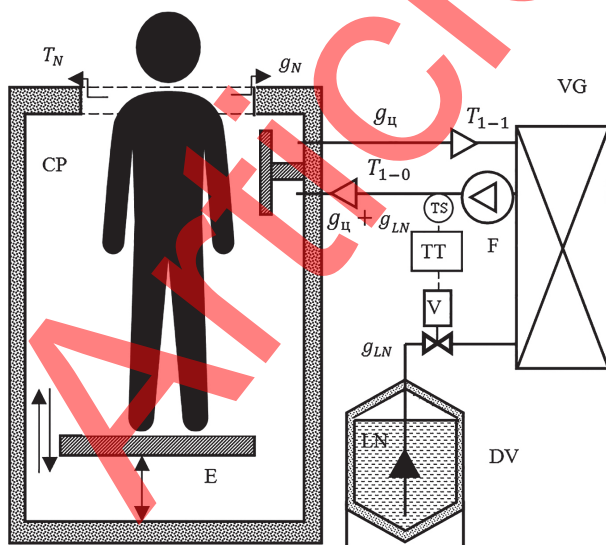


Рис. 5. Принципиальная схема индивидуальной криотерапевтической установки (криосауны) [1].

Fig. 5. Flowchart of a single-seat cryotherapy unit (cryosauna) [1].

Циркуляция газа через объем кабины *CP* побуждается с помощью вентилятора *F*.

Температура потока теплоносителя на входе в кабину поддерживается на заданном уровне за счет подачи жидкого азота из криососуда *DV* в контактный теплообменник парогенератора *VG*.

Парогенератор *VG* содержит безнасадочный контактный теплообменник, теплопоглощающая поверхность которого формируется из капель жидкого азота [16], которые захватываются и транспортируются потоком теплоносителя вдоль вертикальной оси аппарата. В контактном теплообменнике создаются гидродинамические условия, в которых поток теплоносителя захватывает и переносит капли криоагента размером не более 0,1 мм. Во время движения в потоке газа размер капель жидкого азота за счет испарения уменьшается до 0,06 мм. На выходе из парогенератора не испарившиеся капли отделяются от потока газа в отделителе жидкости. Газовая фаза направляется в процедурную кабину, а выделенный криоагент направляется на вход теплоносителя в контактный теплообменник [16].

Безнасадочный контактный теплообменник, сформированный из капель жидкого азота, обладает большой теплоотводящей способностью, которая особенно важна при заполнении кабины парами азота в начале каждой процедуры, когда необходимо обеспечить быстрое заполнение кабины пациента перегретым азотным паром с температурой не выше 140 K (–133°C).

В криотерапевтической установке реализуется высокоэффективный цикл азотного охлаждения с контактной передачей теплоты. Благодаря высокой производительности системы подачи жидкого азота ($g_{LN} \leq 0,5 \text{ кг/с}$) и развитой поверхности контакта частиц жидкого азота с потоком теплоносителя, теплоотводящая способность контактного теплообменника парогенератора:

$$q_{VG} = g_{LN} \cdot [r' + c_p (T_{1-0} - T_{LN}^*)], \quad q_{VG} \leq 130 \text{ кВт}, \quad (12)$$

позволяет покрывать суммарный подвод теплоты в момент заполнения кабины пациента теплоносителем.

Избыточная производительность системы подачи азота в парогенератор создает условия для дальнейшего развития технологии индивидуального криотерапевтического воздействия [20].

Азотная система охлаждения криосауны работает по открытому жидкостному циклу, отработанные пары криоагента выходят за пределы кабины пациента через ее верхнее сечение, улавливаются встроенной системой вентиляции и удаляются за пределы процедурного помещения. Производительность системы вентиляции в 7 раз превышает объемный расход паров жидкого азота, поэтому пространство над кабиной пациента и процедурное помещение заполняются атмосферным воздухом с нормальным содержанием кислорода. Двадцатипятилетний опыт эксплуатации криосаун этого типа подтвердил надежность работы вентиляционной системы. Не было зафиксировано

ни одного случая гипоксии у пациентов или обслуживающего персонала.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Системы охлаждения установок для общей криотерапии, основанные на использовании теплоотводящей способности жидкого азота, по своим температурным и энергетическим характеристикам в полной мере соответствуют требованиям, предъявляемым к криотерапевтическому оборудованию.

Эти требования были сформулированы в рамках теплофизической теории общей криотерапии, которая была разработана в Университете ИТМО [4, 6], где в рамках нескольких диссертационных исследований были определены температурные и временные условия достижения максимального физиотерапевтического эффекта WBC [4, 20], суммарная тепловая нагрузка на систему охлаждения устройство для WBC, затраты энергии или жидкого криоагента на проведение процедур WBC [4, 20].

Показано, что для достижения эффектов общего криотерапевтического воздействия, описанных в восьмидесятых годах XX в., температура охлаждающего газа не должна превышать уровень -130°C [4, 20], а экспозиция процедуры WBC должна выбираться в интервале $120 < \tau_{WBC} \leq 180$ с [4, 15, 20]. Лечебный эффект общей криотерапии достигается за счет переохлаждения тонкого поверхностного слоя кожного покрова тела пациента до температуры близкой к -2°C , для этого с поверхности тела пациента необходимо отвести до 600 кДж теплоты, 90% которой выделяется за счет теплоемкости покровных тканей тела пациента.

Теплота, выделяемая с поверхности тела пациента, представляет собой полезную тепловую нагрузку на систему охлаждения. В зависимости от способа организации процедур WBC, доля полезной нагрузки на систему охлаждения варьируется в интервале от 49% для многоместных криотерапевтических установок и до 71% для одностенных криосаун российского производства [20]. Учитывая термодинамическую эффективность разных способов размещения пациентов в зоне криотерапевтического воздействия, суммарная тепловая нагрузка на систему охлаждения многоместной криотерапевтической установки в пересчете на одного пациента составляет 1 225 кДж, а у одностенных криосаун аналогичный показатель не превышает значение 845 кДж. Для отвода такой тепловой нагрузки на температурном уровне не выше 143 К (-130°C), необходимо, в пересчете на одного пациента, затратить 4,7 и 3,3 килограмм жидкого азота в многоместной и одностенной установке соответственно. В случае использования для покрытия тепловой нагрузки компрессионных циклов отвода теплоты для отвода указанной выше тепловой нагрузки за время процедуры ($\tau_{WBC} \leq 180$ с) мощность электропривода компрессорных установок (в пересчете на одного

пациента) должна составлять не менее 27,2 кВт в многоместной и 18,8 кВт в одностенной установке [20].

Полученные результаты однозначно показывают, что использование азотных систем охлаждения в установках для WBC является безальтернативным технологическим решением. Действующие установки с компрессионными охладителями не поддерживают оптимальный температурный уровень в кабине пациентов и имеют дефицит мощности свыше 80%.

Попытка устранить эти недостатки путем использования более совершенного и мощного оборудования, требует резкого увеличения финансовых затрат на изготовление оборудования. Аппараты этого класса уже сегодня с трудом конкурируют с установками, использующими жидкий азот, а в случае многократного увеличения себестоимости полностью утратят конкурентоспособность.

Благодаря компактности размещения пациентов в процедурной кабине и эффективности контактного переноса тепловой нагрузки к криоагенту, одностенные криосауны российского производства обладают высокими конкурентными преимуществами и перспективами дальнейшего технологического совершенствования.

Распространение в Российской Федерации аппаратуры, потребляющей жидкий азот в качестве криоагента, затрудняется недостаточной развитостью рынка продуктов разделения воздуха, а также низким уровнем сервиса по доставке сжиженных газов мелкооптовым потребителям. Необходимо продолжать работу по совершенствованию систем снабжения одностенных криосаун жидким азотом.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Изложенные выше материалы иллюстрируют положение, сложившееся в области техники и технологии WBC в России и за рубежом. Показано, что вопреки в распространенному в последнее время мнению [1], температурные и временные условия успешного проведения криотерапевтических процедур определены и подтверждены многолетней практикой использования криосаун в российских клиниках [2, 3, 20].

Позитивные эффекты от процедур WBC в одностенных криосаунах нельзя воспроизвести в современных криотерапевтических аппаратах с компрессионными системами охлаждения, т.к. в них не соблюдаются обоснованные требования по уровню температуры в процедурной кабине и энерговооруженности рефрижераторных установок.

Зарубежные авторы, описывая работу разработанных Российской Федерацией одностенных криосаун, искажают принцип действия их азотной системы охлаждения, концентрируют внимание читателей на вымышленных «опасностях», которые сопровождают процедуры WBC в парах жидкого азота [1, 14]. Описывая современное состояние криотерапевтической аппаратуры, авторы [1] не принимают во внимание материалы, опубликованные российскими авторами в зарубежных научных журналах, тем

самым создают у читателей искаженное представление о возможностях и эффективности российских аппаратов для общей криотерапии.

Потенциальным пользователям криотерапевтической аппаратуры следует учитывать особенности подхода зарубежных авторов к формированию содержания научных статей, и обязательно использовать информацию о возможностях криотерапевтического аппарата опубликованную в работах отечественных авторов.

Распространение такой информации является одной из целей данной статьи. В области техники и технологии WBC сложилась уникальная для медицинской техники ситуация, когда российские производители и учёные на десятилетия опережают зарубежных коллег в вопросах производства и эксплуатации физиотерапевтической аппаратуры. Это надо осознавать и широко использовать эту ситуацию для массового применения универсального и высокоэффективного метода профилактики, лечения и реабилитации всех категорий пациентов.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Вклад авторов. А.Ю. Баранов — подготовка и написание текста статьи, Е.В. Соколова — сбор и анализ литературных источников, редактирование текста статьи, В.А. Баранов — обзор литературы, анализ литературных

источников, И.А. Баранов — обзор литературы, анализ литературных источников. Все авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией).

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с проведенным исследованием и публикацией настоящей статьи.

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования и подготовке публикации.

ADDITIONAL INFORMATION

Author contribution: Aleksander Yu. Baranov: writing—original draft, E.V. Sokolova: investigation, formal analysis, writing—review & editing; V.A. Baranov: investigation, formal analysis; I.A. Baranov: investigation, formal analysis. All authors confirm that their authorship meets the international ICMJE criteria (all authors made substantial contributions to the conceptualization, investigation, and manuscript preparation, and reviewed and approved the final version prior to publication).

Disclosure of interests: The authors have no relationships, activities, or interests for the last three years related to for-profit or not-for-profit third parties whose interests may be affected by the content of the article.

Funding sources: No funding.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Dugué B, Bernard J-P, Bouzigon R, et al. Whole body cryotherapy/cryostimulation 39th Informatory Note on Refrigeration Technologies. *International Journal of Refrigeration*. 2020;4–9. doi: 10.18462/ijf.Nltec39.09.2020
2. Baranov AY, Shestakova OA, Malysheva TA, et al. The physical theory of efficiency and safety of the WBC. *Refrigeration Science and Technology*. 2018;3:49–55. doi: 10.18462/ijr.CALS.2018.0013 EDN: WFPXFQ
3. Baranov AY, Malysheva TA. Modeling the process of cooling the surface of the patient's skin. *Bulletin of the International Academy of Refrigeration*. 2017;1:84–88. doi: 10.21047/1606-4313-2017-16-1-84-88 EDN: YKOPDN
4. Yerezhep D, Baranov AY, Pakhomov OV. Analysis of effect of clothing in procedure of cryotherapy using computer simulation. *Bulletin of the International Academy of Refrigeration*. 2019. №. 4. P. 84–91. doi: 10.17586/1606-4313-2019-18-4-84-91 EDN: KDRXSX
5. Elnaggar M, Alnahhal M, Sultan M, et al. Low-temperature Technologies. Ch 8. In book: *Technique and Technology of Whole-Body Cryotherapy (WBC)*. Publisher: IntechOpen Limited, IET; 2020. doi: 10.5772/intechopen.83680
7. Yamauchi Y, Yamauchi T, Miura K. The analgesic effects of -170°C whole body cryo-therapy on rheumatoid arthritis (R.A.); curable/ IASP. *Pain*. 1987;30(1):261. doi: 10.1016/0304-3959(87)91583-1
8. Yamauchi YT, 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. doi: 10.21822/2073-6185-2018-45-3-39-57
9. Palchikova L, Palchikov M. Cryotherapy Significance In Decreasing Of Catarrhal Morbidity Among Children. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia*. IIR, 2018. doi: 10.18462/ijr.CALS.2018.0025 EDN: AHADMD
10. Douzi W, Dupuy O, Theurot D, et al. Partial-body cryostimulation after training improves sleep quality in professional soccer players. *BMC Res Notes*. 2019;12(1). doi: 10.1186/s13104-019-4172-9 EDN: LTWTZU
11. Yerezhep D, Baranov AY. *Understanding Cryotherapy*. IET; 2020.
12. Bernard J. P., Dallais A. Safe and Efficient Use of Liquid Nitrogen in Cryotherapy Applications //Proceedings of the 3rd IIR Conference on Cold Applications in Life Sciences-Cryotherapy and Cryopreservation, Saint Petersburg, Russia. — 2018. — С. 12–14.
- Vasilenok AV, Baranov AY, Malysheva TA, et al. The cost of liquid nitrogen for WBC sessions. *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Engng*. 2020;826(1):1–6. doi: 10.1088/1757-899X/826/1/012014 EDN: FVXIAB
13. Baranov A, Panova D, Sokolova E, et al. Supplying With Ln Of lwbc Plants. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia*. IIR; 2018.
14. Bouzigon R, Grappe F, Ravier G, Dugué B. Whole-and partial body cryostimulation/cryotherapy: Current technologies and practical applications. *Journal of Thermal Biology*. 2016;61:67–81. doi: 10.1016/j.jtherbio.2016.08.009 EDN: LTWTZU
15. Douzi W, Dupuy O, Theurot D, et al. Partial-body cryostimulation after training improves sleep quality in professional soccer players. *BMC Res Notes*. 2019;12(1):141. doi: 10.1186/s13104-019-4172-9
16. Cuttell S, Hammond L, Langdon D, Costello J. Individualising the exposure of -110°C whole body cryotherapy: the effects of sex and body composition. *Journal of Thermal Biology*. 2017;65:41–47. doi: 10.1016/j.jtherbio.2017.01.014
17. Baranov A, Malysheva T, Kletskiy A, et al. The choice of the optimal gas temperature in the WBC Area. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia*. IIR; 2018.
18. Bouzigon R, Grappe F, Ravier G, Dugue B. Whole-body cryotherapy, current technologies and practical applications. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia*. IIR; 2018.
19. Dugue B, Douzi W, Dupuy O. What everybody should know about whole-body cryotherapy/cryostimulation. In: *3rd IIR conference on cold applications*

in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia. IIR; 2018.

20. De Nardi M, Bisio A, La Torre A, et al. Effects of partial body cryotherapy on perceived health and quality of life of fibromyalgic patients. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia. IIR; 2018.*

21. MILLER ED. New approach to cryostimulation in neurorehabilitation. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia. IIR; 2018.*

22. Baranov A, Sulin A, Bobrenkov O, Baranov I. Prospects for the development of wbc technology. In: *3rd IIR conference on cold applications*

in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia. IIR; 2018.

23. Baranov A, Sulin A, Ryabova T, et al. Assessment of patient thermal comfort factors during wbc procedures. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia. IIR; 2018.*

24. Baranov A, Vasilenok A, Shestakova O, Pakhomov O. Application the wbc in sport medicine. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 September, Saint Petersburg, Russia. IIR; 2018.*

ОБ АВТОРАХ

*** Соколова Екатерина Владимировна,**

канд. техн. наук;

адрес: Россия, 191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, д. 9;

ORCID: 0000-0002-5127-9959;

eLibrary SPIN: 9397-9168;

e-mail: evlogvinenko@itmo.ru

Баранов Александр Юрьевич,

д-р техн. наук, профессор;

ORCID: 0000-0002-9263-8153;

eLibrary SPIN: 1591-4442

e-mail: abaranov@itmo.ru

Баранов Владимир Александрович;

ORCID: 0009-0002-6067-4982;

eLibrary SPIN: 1944-4210;

e-mail: baranov@krion.ru

Баранов Иван Александрович;

ORCID: 0009-0007-9795-4167

e-mail: baranov@krion.ru

AUTHOR'S INFO

*** Ekaterina V. Sokolova,**

Cand. Sci. (Tech.);

address: 9 Lomonosova street, 191002 Saint Petersburg, Russia;

ORCID: 0000-0002-5127-9959;

eLibrary SPIN: 9397-9168;

e-mail: evlogvinenko@itmo.ru

Aleksandr Yu. Baranov,

Dr. Sci. (Tech.), Professor;

ORCID: 0000-0002-9263-8153;

eLibrary SPIN: 1591-4442;

e-mail: abaranov@itmo.ru

Vladimir A. Baranov;

ORCID: 0009-0002-6067-4982;

eLibrary SPIN: 1944-4210;

e-mail: baranov@krion.ru

Ivan A. Baranov;

ORCID: 0009-0007-9795-4167

e-mail: baranov@krion.ru

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author