DOI: https://doi.org/10.17816/RF657511 EDN: KGUXJY

Эволюция блоков подачи жидкого азота в систему охлаждения криотерапевтического комплекса

А.Ю. Баранов[1], Е.В. Соколова[1], В.А. Баранов[2], И.А. Баранов[2]

[1] Национальный исследовательский университет ИТМО, Санкт-Петербург, Российская Федерация;
[2] Научно-производственное предприятие «КРИОН», Санкт-Петербург, Российская Федерация

АННОТАЦИЯ

На данный момент, уже свыше 25 лет, в РФ производят и используют в клинической практике одноместные установки для общего криотерапевтического воздействия (криосауны). Общее криотерапевтическое воздействие — физиотерапевтическая процедура, основанная на кратковременном контакте всей поверхности кожи человеческого тела с газовой средой, охлажденной до криогенных температур. Снижение температуры кожи за счет интенсивного отвода теплоты к криогенному газу (теплоносителю) стимулирует холодовые рецепторы кожи и создает условия для лечения ряда социально-значимых заболеваний: ревматоидного артрита, псориаза, бронхиальной астмы, аллергии и т.д. Основная эксплуатационная проблема таких установок связана с тем, что при контакте с криогенным газом кожный покров пациентам выделяет большое количество аккумулированной теплоты. Наиболее эффективным способом отвода этого теплового потока является использование жидкого азота в качестве теплопоглощающей среды (криоагента). С использованием жидкого азота работала первая в мире криотерапевтического и установка, с помощью которой была открыта и доказана эффективность общего криотерапевтического воздействия. Впоследствии чего, эффективность систем азотного охлаждения была поставлена под сомнение и в ряде стран их заменили компрессионными рефрижераторными системами. В России технология азотного охлаждения была развита и адаптирована к конструкции одноместных криотерапевтических систем. Благодаря этому такой тип криосаун позволяет получать максимальный криотерапевтический эффект при минимальных затратах жидкого азота.

Цель работы — провести анализ блоков подачи жидкого азота в систему охлаждения криосаун и выявить наиболее эффективную технологию.

В результате установлено, что азотные системы охлаждения позволяют отводить большее количество теплоты при минимальных затратах энергии, более того, не требуется установка дополнительного рефрижераторного оборудования. Контактные системы азотного охлаждения обладают меньшей тепловой инерцией, а эффективность использования жидкого криоагента более высокая. Предложено использование альтернативного криоагента в многоместных криотерапетических установках.

Использование азотных систем охлаждения контактного типа в одноместных криотерапевтических системах наиболее обосновано энергетически и технологически.

Ключевые слова: общее криотерапевтическое воздействие; жидкий азот; криоагент; криосауна.

Как цитировать:
Баранов А.Ю., Соколова Е.В., Баранов В.А., Баранов И.А. Эволюция блоков подачи жидкого азота в систему охлаждения криотерапевтического комплекса // Холодильная техника. 2025. Т. 114, № 1. С. 5–16. DOI: 10.17816/RF657511 EDN: KGUXJY

Рукопись получена: 19.02.2025 **Рукопись одобрена:** 15.06.2025 **Опубликована online:** 29.11.2025

DOI: https://doi.org/10.17816/RF657511 EDN: KGUXJY

Evolution of Liquid Nitrogen Supply Modules in Cooling Systems for Cryotherapy Units

Aleksandr Yu. Baranov[1], Ekaterina V. Sokolova[1], Vladimir A. Baranov[2], Ivan A. Baranov[2]

[1] ITMO Univercity, Saint Petersburg, Russian Federation;
[2] Research and production enterprise "KRION", Saint Petersburg, Russian Federation

ABSTRACT

For over 25 years now, single cryotherapy units (cryosaunas) have been produced and used in clinical practice in the Russian Federation. Cryotherapy is a type of physiotherapy based on short-term contact of the entire surface of the human body's skin with a gaseous medium cooled to cryogenic temperatures. Reducing skin temperature through intensive heat transfer to the cryogenic gas (coolant) stimulates the skin's cold receptors and creates conditions for the treatment of some socially significant diseases, including rheumatoid arthritis, psoriasis, asthma, allergy, etc. The main operational issue with such units is that the patient's skin releases a large amount of accumulated heat in contact with cryogenic gas. The most effective method to remove this heat flow is to use liquid nitrogen as a heat-receptive medium (cryogen). The world's first cryotherapy unit based on liquid nitrogen was used to discover and prove the effectiveness of cryotherapy. Then, the effectiveness of nitrogen refrigeration systems was questioned and they were replaced by compression refrigeration systems in some countries. In Russia, nitrogen refrigeration technology was developed and adapted to the design of single cryotherapy units. Thus, this cryosauna offers the highest cryotherapy efficacy with the lowest consumption of liquid nitrogen.

This work aimed to analyze liquid nitrogen supply units in the cryosauna refrigeration system and identify the most effective technology.

It was found that nitrogen refrigeration systems allow to remove a greater amount of heat with the lowest energy consumption. Moreover, no additional refrigeration equipment is required. Contact nitrogen refrigeration systems have lower thermal inertia and higher efficiency of liquid cryogen. It is proposed to use of an alternative cryogen in multi-seat cryotherapy units. Contact nitrogen refrigeration systems in single cryotherapy units is the most reasonable option in terms of power and technology.

Keywords: cryotherapy; liquid nitrogen; cryogen; cryosauna.

To cite this article:
Baranov AYu, Sokolova EV, Baranov VA, Baranov IA. Evolution of Liquid Nitrogen Supply Modules in Cooling Systems for Cryotherapy Units. *Refrigeration Technology*. 2025;114(1):5–16. DOI: 10.17816/RF657511 EDN: KGUXJY

Submitted: 19.02.2025 **Accepted:** 15.06.2025 **Published online:** 29.11.2025

ОБОСНОВАНИЕ

В 2025 году исполняется 50 лет с момента открытия эффекта общего криотерапевтического воздействия (ОКВ) — метода стимуляции холодовых рецепторов кожи с помощью интенсивного отвода теплоты [1]. Эта универсальная физиотерапевтическая процедура первоначально использовалась разработчиком метода, японским врачом ревматологом Т. Ямаучи [2, 3], в качестве средства длительного немедикаментозного подавления болевых ощущений в суставах, поврежденных ревматоидным артритом. По мере распространения криогенных аппаратов для реализации ОКВ в клиниках Европы, список показаний к применению общей криотерапии значительно расширился и сегодня включает в себя практически все аутоиммунные заболевания, нарушения работы важнейших систем организма, травмы, переломы, ожоги и даже заболевания нервной системы [4]. Особую роль в становлении и последующем развитии метода общей криотерапии, сыграло использование жидкого азота для покрытия тепловой нагрузки криогенной кабины, в которой осуществляется контакт поверхности кожи пациента с газовой средой, охлажденной до температуры ниже 140° К [5].

Обзор доступной технической информации о первых образцах криотерапевтического оборудования позволяет утверждать, что без использования азотных систем охлаждения открытие криотерапевтического эффекта было бы маловероятно.

Использование криогенных температур для решения терапевтических задач приобрело популярность в шестидесятых годах XX века. В значительной степени распространение криогенных методик в сфере медицины было связано с ростом потребления продуктов разделения воздуха, прежде всего жидкого азота, в различных сферах человеческой деятельности. Жидкие криопродукты, а также средства для их транспортирования и хранения стали относительно доступным и дешевы. Особую популярность приобрели методы разрушающего криотерапевтического воздействия (в современной терминологии криоабляции — cryoablation), с помощью которых разрушались различные новообразования в тканях и органах человеческого организма. Наряду с этим широко использовались аппараты для локального физиотерапевтического воздействия на участки тела пациента парами жидкого азота. Локальное охлаждение криогенным газом не создавало рисков обморожения тканей, при этом вызывало ряд позитивных лечебных эффектов: обезболивание, снятия отеков и улучшение локального кровотока [1]. Локальная криотерапия и сегодня весьма популярна среди физиотерапевтов. Для реализации этих методов выпускается специализированная аппаратура, в которой для покрытия тепловой нагрузки применяется рефрижераторные системы, основанные на использовании компрессионных и жидкостных циклов.

Ситуацию с терапевтическим применением криогенных газов кардинально изменило открытие японским врачом-ревматологом Т. Ямаучи эффекта общего криотерапевтического воздействия [2, 3, 6]. Примерно в 1985 году Т. Ямаучи заказал и профинансировал изготовление криогенной установки, предназначенной для лечебного воздействие на весь кожный покров человеческого тела воздухом с минимально возможной температурой [7]. В статьях, опубликованных Т. Ямаучи, не сообщается, чем был мотивирован переход от локального к тотальному охлаждению кожного покрова криогенный газовой средой. Точнее, предложенная им версия открытия лечебного эффекта общей криотерапии не выдерживает никакой критики, т.к. описывает случай исчезновения болевых ощущений, связанных с ревматоидным артритом у пациента, получившего переохлаждение во время сна на открытом воздухе. Указанная версия не подтверждается численными экспериментами, выполненными уже в XXI веке на математической модели оболочки человеческого тела [8, 9, 10].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Так или иначе Т. Ямаучи удалось сформулировать техническое задание на изготовление первого в мире криотерапевтического комплекса, которое было успешно реализовано японской компанией «NIHON SANSO» [7]. Для реализации данного проекта японские инженеры использовали конструкцию низкотемпературного устройства для хранения замороженных продуктов, которое включало основную низкотемпературную кабину и промежуточный шлюз, который, по мнению разработчиков, должен снижать утечки холодного воздуха из низкотемпературного пространства в окружающую среду. Судя по всему, в техническом задании не указывалось значение температуры, которую нужно поддерживать в воздушной среде низкотемпературной кабины. Т. Ямаучи считал, что достижения максимального лечебного эффекта необходимо снизить температуру воздуха до минимально возможного уровня [3], поэтому разработчики первого криотерапевтического комплекса создали систему охлаждения, которая поддерживала температуру в процедурной кабине на уровне близком к температуре насыщения воздуха при атмосферном давлении [7]. В теплообменные аппараты системы охлаждения низкотемпературного устройства вместо фреона подавался жидкий азот. Учитывая то, что в кабине криотерапевтического устройства размещались пациенты необходимо было полностью исключить вероятность конденсации воздуха на поверхности теплообменной аппаратуры системы охлаждения, для этого температура теплоотводящей поверхности должна быть выше температуры насыщения. Для предупреждения конденсации паров воздуха нельзя допускать понижение температуры поверхности ниже температуры конденсации воздуха при атмосферном давлении:

DOI: https://doi.org/10.17816/RF657511

$$T_w > T_B'', \quad (1)$$

где T_w, T_B'' — температуры поверхности теплообменного устройства и конденсации воздуха соответственно.

Температура поверхности теплообменного устройства зависит от температуры кипения жидкого азота. Из-за высокой эффективности отвода теплоты при кипении жидкого криогента, температ T_w близка по значению к температуре насыщения жидкого азота, которая, в свою очередь, определяется величиной давления насыщенных паров криоагента в трубном пространстве:

$$T_w \to T_A'' = f\left(P_A''\right). \quad (2)$$

Выполнить условие предупреждения конденсации воздуха на поверхности теплообменного устройства можно ограничив минимальное давление паров жидкого азота в трубном пространстве:

$$\text{если } P_A'' > P_{min} \quad \text{тогда } T_w \to T_A'' > T_B''; \quad (3)$$

где $P_{\min}$ — минимально допустимое давление паров азота в трубном пространстве.

С помощью справочных данных о теплофизических свойствах криогенных газов [11] нетрудно определить значения температуры насыщения воздуха при атмосферном давлением и величину минимально допустимого давления паров азота в трубном пространстве:

$$\text{если } P_{атм} = 101 \text{ кПа} \quad \text{тогда } T_B'' < 82 \text{ К}, , \quad (4)$$

$$\text{если } P_A'' > 169 \text{ кПа} \quad \text{тогда } T_A'' > 82 \text{ К}. \quad (5)$$

Соответствие давления паров жидкого азота условию (5) полностью исключает возможность конденсации воздуха внутри низкотемпературной кабины.

Принципиальная схема подачи жидкого азота в первую криотерапевтическую установку приведена на рис. 1. Жидкий азот поступает в систему охлаждения из криогенного резервуара *Р*, где он хранится под повышенным давлением:

$$P_p > 169 \text{ кПа}. \quad (6)$$

Подача жидкого азота в систему охлаждения криотерапевтической кабины *СО* регулируются с помощью электромагнитного клапана *СК*. Клапан открывает подачу жидкого азота систему охлаждения по сигналам регулятора температуры *ТР*, который с помощью датчика температуры *ДТ* контролирует температуру поверхности трубопровода, по которому пары криоагента выходят из системы охлаждения:

$$T_w < 85 \text{ К}. \quad (7)$$

Давление паров жидкого азота в трубах системы охлаждения поддерживается на заданном уровне с помощью регулятора давления *РД*.

Система управления подачей жидкого азота поддерживает температуру поверхности труб теплообменного устройства на постоянном уровне:

$$\text{если } T_A'' \approx const \text{ тогда } T_W \approx const. \quad (8)$$

Регулятор давления обеспечивает выполнение условия (5), поэтому температура кипения азота в трубах превышает температуру конденсации воздуха при атмосферном давлении. При этом температура поверхности теплообменного устройства постоянно остается на минимально возможном уровне, который контролируется с помощью регулятора температуры *РТ*.

Интенсивность отвода теплоты из пространства процедурной кабины к теплообменнику зависит от площади

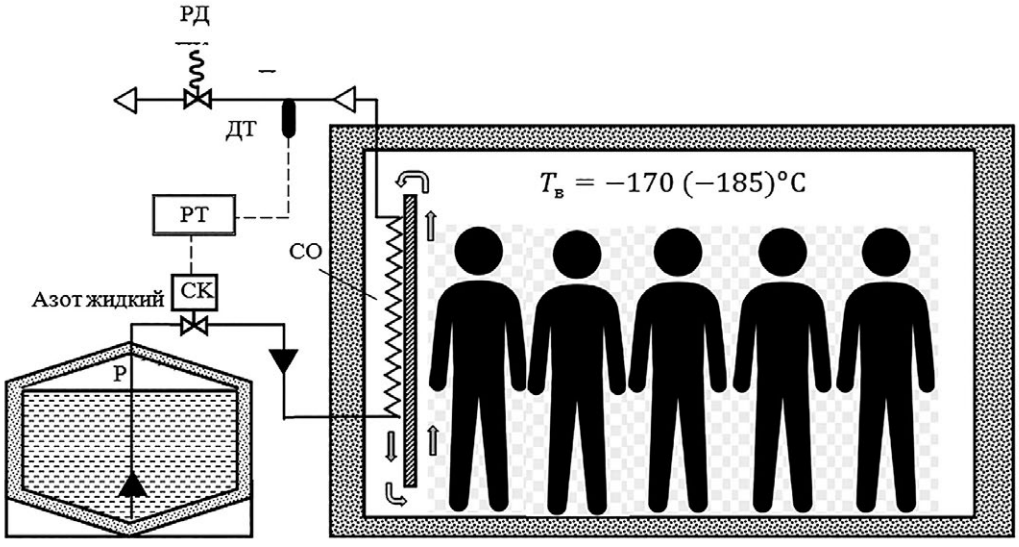

Рис. 1 Принципиальная схема азотной системы охлаждения первой криотерапевтической установки [1]
Fig. 1. Schematic diagram of the nitrogen refrigeration system of the first cryotherapy unit [1].

его теплопередающей поверхности F_w, разности температур поверхности и воздуха в кабине и эффективности конвективного отвода теплоты с поверхности системы охлаждения:

$$q_W = \alpha_{кон} F_W \left(T_B - T_W\right), \quad (9)$$

где $\alpha_{кон}$ — коэффициент конвективной теплоотдачи, T_B — температура воздуха в процедурной кабине.

Температура воздуха в процедурной кабине может быть выражена путем преобразования уравнения (9):

$$T_B = T_w + \frac{q_w}{\alpha_{кон} F_w}. \quad (10)$$

Анализируя (10) отметим, что большинство членов в правой части уравнения можно считать условно постоянными:

$$T_w \approx \text{const}; \quad F_w = \text{const}; \quad \alpha_{кон} \approx \text{const};$$

при таких условиях температура воздуха в процедурной кабине в основном зависит от интенсивности тепловой нагрузки на систему охлаждения:

$$T_B = T_w + Aq_w, \text{ где } A = \frac{1}{\alpha_{кон} F_w}. \quad (11)$$

Температура воздуха в зоне криотерапевтического воздействия изменяется в зависимости интенсивности подвода теплоты в объем процедурной кабины. Интенсивность подвода теплоты существенно возрастает в присутствии пациентов. Тепловой баланс процедурной кабины можно записать в виде:

$$q_w = q_1 + q_2 + q_3, \quad (12)$$

где q_1 — подвод теплоты с газовыми потоками, поступающими в пространство низкотемпературной кабины, q_2 — теплота, отведенная с поверхности тел пациентов, q_3 — теплота, отведенная с поверхности стен теплового ограждения.

После выхода криотерапевтического устройства на установившийся температурный режим, отвод теплоты от поверхности тел пациентов многократно превышает количество теплоты, проникающей с газовыми потоками и через теплоизоляции до кабины:

$$q_2 \gg q_1 > q_3. \quad (13)$$

Так тепловой поток с поверхности тела одного пациента во время пребывания в криотерапевтической установке составляет порядка 5 кВт, а число пациентов, одновременно проходящих процедуру, колеблется от 5 до 12 человек. Соответственно тепловая нагрузка от объекта общего криотерапевтического воздействия колеблется в интервале от 25 до 60 кВт [12].

Алгоритм проведения процедур таков, что пациенты входят в процедурную кабину периодически, а во время их отсутствия тепловая нагрузка складывается в основном из теплопритоков через тепловое ограждение кабины:

$$q_w \approx q_3, \quad (14)$$

Значительное снижение тепловой нагрузки сопровождается уменьшением температуры воздуха в пустой процедурной кабине. Моделирование процессов в криотерапевтической кабине с описанной выше системой охлаждения показало, что в отсутствие пациентов температура воздуха снижается до уровня $T_B \geq 88\text{К}$. При входе пациентов в кабину тепловая нагрузка резко возрастает, в низкотемпературное пространство проникает относительно теплый воздух из шлюзового устройства, который вносит дополнительное количество теплоты q_1. На этом этапе технологического цикла, тепловая нагрузка на систему охлаждения складывается из 3 компонентов, среди которых основное влияние оказывает приток теплоты от поверхности объектов криотерапевтического воздействия.

Моделирование процесса криотерапевтического воздействия показало, что при входе пациентов температура воздуха в низкотемпературной кабине возрастает до уровня $T_B \geq 103\text{К}$.

Таким образом температура воздуха в первом криотерапевтического устройстве во время реализации процедурного цикла колебалась в интервале от 88 до 103 К, что нашло отражение в публикациях автора метода криотерапии. В отдельных статьях Т. Ямаучи писал, что температура воздуха в кабине опускается до уровня -185 °С [7], а в других описывал лечебные процедуры в воздушной среде с температурой -170 °С [2].

Первое криотерапевтическое устройство, изготовленное по техническому заданию автора метода общей криотерапии, обеспечивало высокий криотерапевтический эффект [2, 3], что создало условия для первичного распространения методики криотерапии в мире.

Успех клинического применения первого в мире криотерапевтического комплекса в значительной степени обусловлен тем, что разработчики оборудования использовали для отвода теплоты систему охлаждения на основе жидкого азота. В условиях неопределенности требований по температурному режиму аппарата, а также неверном представлении о мощности тепловых потоков с поверхности тел пациентов во время криотерапевтического процедуры, азотная система охлаждения благодаря неограниченному запасу теплоотводящей способности и тепловой инерции криотерапевтического устройства в целом, обеспечили контакт поверхности кожного покрова пациентов с воздушной средой охлажденной до уровня не выше -170 °С [2, 3]. Как показали исследования,

выполненные позднее, такая температура является оптимальной при проведении процедур в многоместном криотерапевтического устройстве. Пациент в основном проводит в низкотемпературной кабине не более 50% общей продолжительности процедуры, поэтому для достижения высокого физиотерапевтического эффекта в групповых кабинах необходимо поддерживать температуру на более низком уровнем, чем в аппаратах для индивидуального криотерапевтического воздействия [13].

СИСТЕМЫ ПОДАЧИ ЖИДКОГО АЗОТА В ЗАПАДНО-ЕВРОПЕЙСКИХ КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ КОМПЛЕКСАХ

Следующий этап развития криотерапевтической техники связан с производством криотерапевтических комплексов в странах Западной Европы. После распространения информации об эффективности нового физиотерапевтического метода [2, 3, 4], производители японского криотерапевтического комплекса установили на него непомерно высокую для медицинского оборудования цену — 2 млн $. Из-за этого технические специалисты ФРГ и Польши предприняли попытку скопировать оригинальные японскую установку. Разработка западноевропейских криотерапевтических систем осуществлялась на основе информации, которую Т. Ямаучи распространил в своих публикациях и публичных выступлениях. На этом этапе крайне негативно сказалась неопределенность в описании температурного режима процедурной кабины. Температурный уровень -170 °С [2, 3] представлялся специалистам недостижимым, поэтому разработчики заложили в свой проект температуру -160 °С. Важно отметить, что в японских установках температура -170 °С устанавливалась в момент максимальной тепловой нагрузки на систему охлаждения, а при проектировании европейских установок уровень температуры -160 °С был установлен как нижняя граница диапазона регулирования.

Для осуществления криотерапевтического процедур в странах Западной Европы была разработана технологическая схема системы азотного охлаждения, которая поддерживала температуру воздуха в процедурной кабине на уровне $T_B \geq 113\text{K}$ (-160 °С см. рис. 2). По сигналам датчика *ДТ* температуры *РТ* регулятор управлял электромагнитным клапаном *СК*. Текущая температура воздуха процедурной кабине по-прежнему определялась из выражения (10), но из-за выбора закона регулирования, практически все члены расположенные в правой части уравнения изменялись во времени:

$$T_w \neq \text{const}; \quad F_w \neq \text{const}; \quad \alpha_{кон} \neq \text{const}.$$

При первичном запуске, когда основной источник тепловой нагрузки в кабине отсутствует:

$$q_w \approx q_3 \qquad (15)$$

азотная система охлаждения подавала криоагент теплообменное устройство процедурной кабины до тех пор, пока не нарушалось условие $T_B \geq 113K$.

При низком уровне тепловой нагрузки температура воздуха снижалась ниже номинального значения:

$$T_B < T_B^{ном} = 113\,K\,. \qquad (16)$$

В этом случае система контроля температуры приостанавливала подачу жидкого азота в теплообменник:

$$\text{если } T_B < T_B^{ном} \quad \text{тогда } g_A = 0\,. \qquad (17)$$

После отключения подачи жидкого азота отвод теплоты из объема процедурной кабины продолжался за счет испарения запаса криоагента накопившегося в трубах теплообменника. Так как для покрытия незначительной тепловой нагрузки, связанной с проникновением теплоты

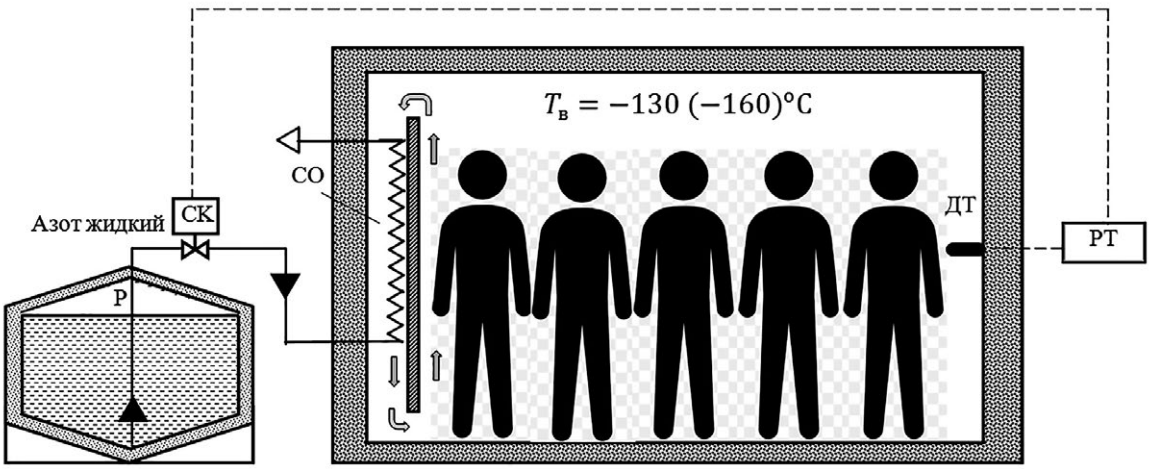

Рис. 2 Принципиальная технологическая схема европейской системы азотного охлаждения
Fig. 2. Schematic diagram of a European nitrogen refrigeration system.

через тепловое ограждение кабины, достаточно было заполнять жидким азотом только нижнюю часть труб теплообменника. Из-за этого температура теплоотводящей поверхности изменялась по высоте кабины, одновременно уменьшалась площадь теплопередающей поверхности, контактирующей с кипящим азотом. Нестабильность температуры теплопередающей поверхности уменьшала величину коэффициента теплоотдачи при естественной конвекции.

При входе пациентов поступление теплоты в объем процедурной кабины возрастал на порядок, а температура воздуха в кабине резко увеличивалась из-за неспособности теплообменного устройства отвести тепловую нагрузку:

$$q_w = q_1 + q_2 + q_3\text{, где} \quad q_2 \gg q_1 > q_3 \qquad (18)$$

Повышение тепловой нагрузки на систему охлаждения сопровождалось ростом температуры воздуха в процедурной кабине и нарушало условие:

$$T_B < T_B^{ном} = 113 \text{ К}.$$

При этом регулятор температуры возобновлял подачу жидкого азота в теплообменное устройство. Из-за инерционности системы подачи криоагента и перегрева «сухой» части труб теплообменного устройства на предыдущем эксплуатационном этапе, температура теплоотводящей поверхности снижалась недостаточно быстро, чтобы компенсировать увеличение подвода теплоты. Вследствие действия всех этих факторов, температура воздуха в низкотемпературной кабине в процедурной фазе не опускалась ниже уровня 150 К [1]. Использование для проведения криотерапевтического воздействия воздушной среды с температурой значительно выше рекомендованной, существенно снижало эффективность процедуры. Анализ материалов, посвященных использованию криотерапевтических устройств данного типа в клинической практике, показал, что достигаемый физиотерапевтический результат процедур криотерапии снизился в 2 раза по сравнению с оригинальной криотерапевтической установкой. В работах Т. Ямаучи описывается продолжительность подавления болевых ощущений на 6–8 часов. Современные групповые криотерапевтические установки с азотным охлаждением, обеспечивают продолжительность анальгетического эффекта не более 3,5 часов [1, 7, 14].

Нестабильности температурного режима западноевропейских установок, а также трудности со снабжением их жидким азотом, стали причиной того, что в 90 годах XX века на смену им пришли криотерапевтические установки с рефрижераторными системами охлаждения [1, 4, 15–17]. Следует отметить, что мнение об избыточном потреблении жидкого азота в многоместных криотерапевтических установках было основано на неверном представлении, об интенсивности подвода теплоты от тел пациентов. До сих пор распространено мнение, что человеческое тело выделяет не более 500 Вт теплоты. В действительности с поверхности тела выделяется теплота, аккумулированная покровными тканями, которые во время процедуры подвергаются охлаждению, поэтому тепловой поток от одного пациента достигает величины 5000 Вт [8].

Из-за неверной оценки тепловой нагрузки фактические затраты азота при эксплуатации многоместных криотерапевтических систем значительно превышали плановые показатели, это расхождение объясняли низкой эффективностью жидкостных систем охлаждения. В качестве альтернативы производители криотерапевтического оборудования разработали аппараты с компрессионными системами охлаждения. Однако из-за недостаточной эффективности для этих систем при низких температурах, рабочий уровень температуры воздуха в процедурной кабине был повышен до 160 К. Но даже этот уровень компрессионная система охлаждения способна поддерживать только в отсутствии пациентов. При входе пациентов в низкотемпературную кабину, температура быстро увеличивается и превышает 190 К [7]. Компрессионные рефрижераторы многоместных установок имеют малую мощность, поэтому после очередной процедуры затрачивают на восстановление температурного режима кабины от 5 до 10 минут. Продолжительность анальгетического эффекта в аппаратах этого типа, в 10 раз меньше, чем в оригинальных японских установках [18].

СИСТЕМА ПОДАЧИ ЖИДКОГО АЗОТА В ОДНОМЕСТНУЮ КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКУЮ УСТАНОВКУ

Негативная информация о низкой эффективности метода общей криотерапии [4, 17, 19, 20], которая основывается на применении аппаратуры с рефрижераторными системами охлаждения, опровергается результатами об использовании одноместных криотерапевтических установок с азотной системой охлаждения (криосаун). Эти аппараты были разработаны в Российской Федерации в качестве бюджетной альтернативы дорогостоящим многоместным системам [1, 7, 9].

Принцип действия системы охлаждения одноместной криосауны основан на локализованном контакте человеческого тела с перегретым азотным паром, который выполняет роль теплоносителя (см. рис. 3). Локализация контакта теплоносителя с телом пациента обеспечивает защиту органов дыхания от паров жидкого азота и позволяет контактным способом передавать жидкому азоту теплоту, выделенную в процедурной кабине. Контактное теплообменное устройство криосауны обладает малой инерционностью и высокой теплоотводящей способностью.

Перед процедурой пациент входит в процедурную кабину, заполненную теплым атмосферным воздухом, которая за 30 с заполняется теплоносителем с температурой ниже 140 К. Система охлаждения криосауны

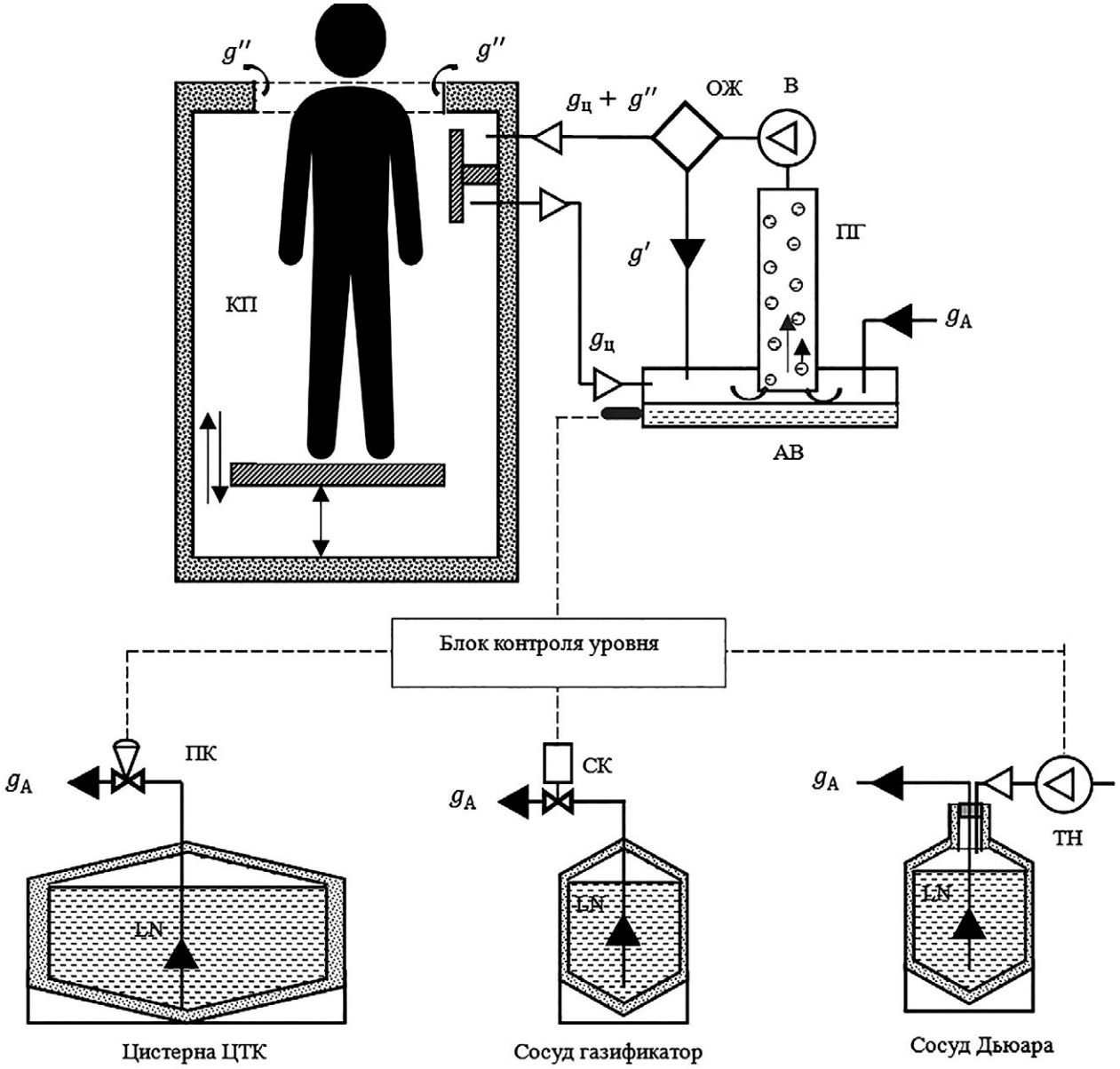

Рис. 3 Принципиальная схема снабжения жидким азотом индивидуальной криотерапевтической установки (криосауны) [1]
Fig. 3. Schematic diagram of the liquid nitrogen supply system for a single cryotherapy unit (cryosauna) [1].

может получать жидкий азот из сосудов Дьюара, объёмом до 40 л, западно-европейских сосудов газификаторов объемом до 200 л [21] и из криогенных транспортных цистерн серии ЦТКа [22], объемом от 0,5 до 5,0 м^3.

Температура в кабине пациента *КП* одноместной криосауны поддерживается на заданном уровне за счет непрерывной циркуляции через процедурное пространство паров азота охлажденных до температуры менее 140 К. Температура паров азота поддерживается за счет контактного теплообмена с частицами жидкости, которые захватываются потоком газа с поверхности азотной ванны *АВ* и перемещаются в вертикальном направлении через канал парогенератора *ПГ*. Скорость перемещения капель вертикальном направлении меньше скорости движения газового потока на величину, так называемой скорости витания частиц [1]:

$$\omega_{вит} = \frac{2\rho_A^{'} \cdot g \cdot R_к^{\,2}}{9 \cdot \mu_1}, \qquad (19)$$

где $\rho_A^{'}$ — плотность жидкого азота, g — ускорение свободного падения, μ_1 — динамическая вязкость паров жидкого азота, $R_к$ — радиус капель.

Истинная скорость движения частиц жидкости составляет:

$$\omega' = \omega'' - \omega_{вит},$$

где ω', ω'' — соответственно, скорость движения частиц жидкости и потока пара.

Капли жидкого азота обдуваются потоком паров, что обеспечивает интенсивную передачу теплоты от паровой фазы к жидкости и эффективное охлаждение потока пара. Движение парожидкостного потока обеспечивается работой центробежного вентилятора *В*, расположенного в верхней части канала парогенератора *ПГ*. Вентилятор нагнетает парожидкостную смесь азота в отделитель жидкости *ОЖ*. Жидкая фракция g' стекает из отделителя в азотную ванну *АВ*, а газовая фракция направляется в процедурную кабину. Поток теплоносителя, поступающего в процедурную кабину, состоит из циркуляционного потока $g_ц$ и паров азота g'', образовавшихся при передаче теплоты в канале парогенератора. Отработанные пары азота проходят сквозь кабину и сбрасываются в окружающую среду через ее верхнее сечение. Проходя через кабину поток паров g'' подогревается и отводит часть тепловой нагрузки в окружающую среду. Циркуляционный поток паров $g_ц$ проходит через кабину, отводит основную часть тепловой нагрузки в канал парогенератора. Тепловой баланс процедурной кабины запишем в виде:

$$q_w = q_1 + q_2 + q_3 = c_p \Delta T_ц (g_ц + g'') , \qquad (20)$$

где $\Delta T_ц$ — разность температур циркуляционного потока паров азота на границах процедурной кабины $\Delta T_ц = T_{ц2} - T_{ц1}$.

Тепловая нагрузка на систему азотного охлаждения определяется количеством теплоты, которое доставляется в парогенератор циркуляционным потоком. Эта нагрузка покрывается за счет испарения жидкого азота и перегрева его паров до температуры циркуляционного потока на входе в процедурную кабину:

$$q_{пг} = c_p \Delta T_ц \; g_ц = \; g'' \left[r' + c_p \left(T_{ц1} - T'' \right) \right], \qquad (21)$$

где r' — теплота парообразования жидкого азота при атмосферном давлении, $T_{ц1}$ — циркуляционного потока на входе в процедурную кабину, T'' — температура насыщенных паров жидкого азота при атмосферном давлении, $T'' = 78\,\text{К}$.

Расход жидкого азота на покрытие тепловой нагрузки:

$$g'' = \frac{c_p \Delta T_ц \; g_ц}{r' + c_p \left(T_{ц1} - T'' \right)} , \qquad (22)$$

Затраты азота на поглощение теплоты, внесенные циркуляционным потоком в канал парогенератора, покрываются за счет периодического пополнения азотной ванны новыми порциями криоагента g_A. Подача азота осуществляется по командам блока контроля уровня криоагента, который подает управляющие сигналы в одну из трех возможных систем подачи жидкого азота.

В базовом варианте исполнения криосауны, для хранения и выдачи жидкого азота используются сосуды Дьюара объемом от 16 до 40 л. Сосуд размещаются в заправочном отсеке блока охлаждения процедурной кабины. Жидкий азот вытесняется из сосуда за счет кратковременного повышения давления паров азота (до 10 кПа), которое формируется с помощью турбонагнетателя *ТН*. После выключения турбонагнетателя азот хранится в сосуде под атмосферным давлением.

При поставке криосауны на экспорт, снабжение азотной ванны жидким азотом может быть организовано с помощью сосудов газификаторов, евроцилиндров [21], которые за рубежом использую для транспортирования и хранения жидкого азота. Сосуды этого типа автоматически поддерживают давление паров жидкого азота на заданном уровне, поэтому для организации автоматизированного управления подачей криоагента, достаточно установить на линии выдачи жидкости соленоидный клапан *СК*, работой которого управляет блок контроля уровня.

Для крупных медицинских учреждений разработана система отбора жидкого азота из криогенных транспортных цистерн типа ЦТКа, объемом от 0,5 до 5,0 м^3 [22]. В цистерне поддерживается избыточное небольшое давление (не более 0,07 МПа), которое обеспечивает вытеснение жидкого азота в криогенный трубопровод и работу пневматической системы управления пневматическим клапаном выдачи жидкого азота *ПК*. Цистерна с запасом жидкого азота располагается за пределами здания, на удалении до 15 м от места расположения криосауны. Такое расположение позволяет заправлять цистерну жидким азотом от криогенных емкостей, расположенных на специализированном автотранспорте.

В одноместных криосаунах доля полезной нагрузки, подвода теплоты от поверхности тела пациентов q_2, достигает 70%, от общей тепловой нагрузки, покрываемой за счет теплоотводящей способности жидкого азота. Затраты жидкого азота на подготовку криосауны к работе и на проведение одной процедуры не превышают 5 кг. Время подготовки криосауны к работе не более 5 минут.

Одноместные криосауны российского производства обладают высокими конкурентными преимуществами по сравнению с зарубежными образцами криотерапевтической техники. Главным достоинством аппаратов этого типа является то, что в них были воспроизведены все лечебные эффекты, описанные автором метода общей криотерапии [2, 3].

За 25 лет клинического применения одноместных криосаун в клиниках Российской Федерации эффективность метода общей криотерапии полностью подтвердилась, а список показаний применению криогенного физиотерапевтического лечения существенно расширился [4].

ОБСУЖДЕНИЕ

1. Использование азотных систем охлаждения процедурного пространства устройств для общего криотерапевтического воздействия является наиболее

эффективным решением данной технологической задачи, так как позволяет отводить большие тепловые потоки с минимальными затратами энергии и без использования дорогостоящего рефрижераторного оборудования.

2. Наибольшей эффективностью обладают контактные системы азотного охлаждения индивидуальных криотерапевтических установок, которые отличаются минимальной тепловой инерцией и высокой эффективностью использования жидкого криоагента.
3. Многоместные криотерапевтические установки с жидкостной системой охлаждения могут получить широкое распространение, в случае замены криоагента. Показано, что благодаря рекуперативному способу отвода теплоты из объема процедурного пространства, жидкостные системы многоместных криотерапевтических установок могут использовать в качестве криоагента сжиженный природный газ, который перед хозяйственным использованием необходимо перевести в газообразное состояние [24, 25]. Использование СПГ в качестве альтернативного криоагента позволит преодолеть главный недостаток многоместных установок с жидкостной системой охлаждения — большие затраты на приобретение криоагента, так как теплоотводящая способность сжиженного природного газа может быть использована без дополнительных финансовых затрат.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Общее криотерапевтическое воздействие — физиотерапевтическая процедура, основанная на кратковременном и интенсивном отводе теплоты с поверхности тела пациента. Для реализации этой медицинской технологии в качестве теплоотводящей среды используется осушенный воздух или перегретые пары азота. Учитывая ограниченное время безопасного контакта поверхности тела с криогенной газовой средой, достижение высокого физиотерапевтического эффекта температура газа должна быть не выше 140 К. При этом из-за интенсивного отвода теплоты с поверхности объекта общего криотерапевтического воздействия газовая среда должна отвести из объема процедурной кабины тепловой поток, средняя интенсивность которого в расчете на одного пациента составляет более 5 кВт. Совокупность температурного уровня и интенсивности отвода теплоты определяет жесткие требования, предъявляемые к системе охлаждения процедурной кабины.

Жидкостные системы охлаждения, основанные на использовании для поглощения тепловой нагрузки теплоотводящей способности жидкого азота, в наилучшей степени соответствуют специфической тепловой задаче, которая решается в процессе процедуры общего криотерапевтического воздействия. Жидкий азот позволяет поддерживать необходимый температурный уровень в процедурной кабине с использованием минимального количества теплового оборудования. Особенно успешно отвод теплоты к жидкому криоагенту осуществляется в условиях контактной передачи теплоты от газа-теплоносителя, циркулирующего через зону общего криотерапевтического воздействия.

Учитывая возрастающую популярность процедуры общего криотерапевтического воздействия, как средства профилактики, лечения и реабилитации, следует продолжить научно-технические опытно-конструкторские работы, направленные на совершенствование жидкостных систем охлаждения.

Учитывая рост пропускной способности криотерапевтических установок, особое практическое значение приобретают технологические решения, обеспечивающие прямую подачу жидкого азота в систему охлаждения из транспортных криогенных цистерн объемом 0,5 до 5 м^3, т.к. указанное технологическое решение обеспечивает значительное улучшение труда обслуживающего персонала, высокую пропускную способность криотерапевтических установок и существенное снижение затрат на доставку криоагента.

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 и И.А. Баранов – обзор литературы, анализ литературных источников. Все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.

Источник финансирования. Отсутствуют.

Раскрытие интересов. Авторы заявляют об отсутствии отношений, деятельности и интересов за последние три года, связанных с третьими лицами (коммерческими и некоммерческими), интересы которых могут быть затронуты содержанием статьи.

Оригинальность. При создании настоящей работы авторы не использовали ранее опубликованные сведения (текст, иллюстрации, данные).

Доступ к данным. Редакционная политика в отношении совместного использования данных к настоящей работе не применима, новые данные не собирали и не создавали.

Генеративный искусственный интеллект. При создании настоящей статьи технологии генеративного искусственного интеллекта не использовали.

Рассмотрение и рецензирование. Настоящая работа подана в журнал в инициативном порядке и рассмотрена по обычной процедуре. В рецензировании участвовало два внешних рецензента.

ADDITIONAL INFORMATION

Author contributions: A.Yu. Baranov: writing—original draft; E.V. Sokolova: investigation, writing—review & editing; V.A. Baranov, I.A. Baranov: investigation. All the authors made substantial contributions to the conceptualization, investigation, and manuscript preparation, and reviewed and approved the final version prior to publication.

Funding sources: No funding.

Disclosure of interests: The authors have no relationships, activities or interests for the last three years related with for-profit or non-profit third parties whose interests may be affected by the content of the article.

Statement of originality: When creating this work, the authors did not use previously published information (text, illustrations, data).

Data availability statement: The editorial policy regarding data sharing is not applicable to this work, and no new data has been collected or created.

Generative AI: Generative AI technologies were not used for this article creation.

Provenance and peer-review: This work was submitted to the journal on its own initiative and reviewed according to the usual procedure. The peer review process involved two external reviewers.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Baranov A, Pakhomov O, Fedorov A, et al. Technique and Technology of Whole-Body Cryotherapy (WBC). In: *Low-temperature Technologies.* IntechOpen; 2020. doi: 10.5772/intechopen.83680

2. Yamauchi RA, Yamauchi YT, Kazuya Miura. The analgesic effects of –170°C whole body cryo-therapy on rheumatoid arthritis (R.A.); curable. *PAIN.* 1987;30. doi: 10.1016/0304-3959(87)91583-1

3. 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

4. Sokolova EV, Baranov AYu, Baranov IA, Baranov VA. Fundamentals of the effectiveness of cryotherapeutic equipment. *Physiotherapy, balneology and rehabilitation.* 2024;23(3):113–125.

5. Baranov AYu, Baranov VA. Selecting a cryotherapeutic installation scheme. *Refrigeration technology.* 2007;10:42–45. EDN: KWWYAL

6. Benoit Dugué, Jean-Pierre Bernard, Romain Bouzigon, et al. Whole body cryotherapy / cryostimulation. In: *39th Informatory Note on Refrigeration.* IIR; 2020. doi: 10.18462/iif.NItec39.09.2020

7. Baranov AI. Effect of general cryotherapy on subjective physical indices. *Fizjoterapia Polska.* 2008;8:351–354

8. Baranov AY, Shestakova OA, Malysheva TA, et al. The physical theory of efficiency and safety of the WBC. Refrigeration Science and Technology, In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 september, Saint Petersburg, Russia.* IIR; 2018.

9. Baranov AY, Malysheva TA, Modeling unsteady heat transfer in cryomedicine. *Journal of International Academy of Refrigeration.* 2000;2:38–41.

10. Yerezhep D, Baranov AY, Pakhomov OV. Analysis of effect of clothing in procedure of cryotherapy using computer simulation. In: *2019 International Russian Automation Conference (RusAutoCon).* 2019;4:84–91.

11. Akulov LA, Borzenko EI, Zaitsev AV. *Thermophysical properties and phase equilibrium of cryogenic products, reference book.* SPbGUNiPT; 2009.

12. Baranov A, Panova D, Sokolova E, et al. Supplying with LN of IWBC Plants. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 september, Saint Petersburg, Russia.* IIR; 2018.

13. 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.

14. 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.

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.

16. Yerezhep D, Baranov AY. *Understanding Cryotherapy.* IET; 2020.

17. Bernard JP, Dallais A. Safe and Efficient Use of Liquid Nitrogen in Cryotherapy Applications. In: *3rd IIR conference on cold applications in life sciences — cryotherapy and cryopreservation; 12–14 september, Saint Petersburg, Russia.* IIR; 2018.

18. 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.

19. 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.

20. 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.

21. Baranov AYu, Balakhnin DG, Baranov VA, Kozlova IA. On the experience of using gasifier vessels to supply cryomedical equipment with nitrogen. *Technical Gases.* 2008;5:47–52.

22. Baranov AYu, Belikov PA, Prikhodko SV, Baranov VA. Supply of aerocryotherapeutic complexes with liquid nitrogen. *Bulletin of the St. Petersburg State University of Low-Temperature and Food Technologies.* 2003;2:82.

23. Baranov AYu, Baranov VA, Le Quang VM. On the choice of cryostating technology for an individual cryosauna. *Bulletin of the International Academy of Refrigeration.* 2008;1:37–39.

24. Vasilenok AV, Baranov AY, Filatova OA, et al. New covering sources for heat load in whole-body cryotherapy units. *AIP Conference Proceedings.* 2021;2412:030003.

25. Baranov AYu, Vasilenok AV, Kravchenko YuA, Sokolova EV. Modeling the operation of a multi-seat cryotherapy unit using LNG as a cryo-agent for the cooling system. In: *Engineering and technology of petrochemical and oil and gas production. Proceedings of the 12th International Scientific and Technical Conference.* Omsk; 2022:112–113.

ОБ АВТОРАХ

*** Соколова Екатерина Владимировна,**
канд. техн. наук;
адрес: Российская Федерация, 191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, д. 9;
ORCID: 0000-0002-5127-9959;
eLibrary SPIN: 9397-9168;
e-mail: evlogvinenko@itmo.ru

AUTHOR'S INFO

*** Ekaterina V. Sokolova,**
Cand. Sci. (Engineering);
address: 9 Lomonosov st, Saint Petersburg, Russian Federation, 191002;
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

Aleksandr Yu. Baranov,
Dr. Sci. (Engineering), 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