

МРНТИ 29.03.21; 59.37.71; 90.27.32

<https://doi.org/10.26577/RCPH.2022.v80.i1.07>

А.Ю. Баранов^{ORCID}, **А.В. Василёнок***^{ORCID},
Д.В. Макачук^{ORCID}, **А.П. Спиридонова**^{ORCID}

Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий,
механики и оптики, Россия, г. Санкт-Петербург
*e-mail: vasilenok_anna@itmo.ru

ЖИДКОСТНЫЕ СИСТЕМЫ ОХЛАЖДЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ УСТАНОВОК

Использование жидкого азота в качестве криоагента (LN) – основа конкурентных преимуществ для индивидуальных криотерапевтических установок (IWBC). При эксплуатации этих установок электроэнергия расходуется только на вспомогательные операции, так как тепловая нагрузка, связанная с реализацией технологии общего криотерапевтического воздействия (WBC) покрывается за счет газификации криоагента. Важным, с практической точки зрения, преимуществом является то, что из-за этого IWBC аппараты потребляют не более 1 кВт электрической мощности и их можно подключать к бытовой сети, а также создавать и эксплуатировать мобильные версии IWBC установок. Распространено ошибочное мнение о том, что одноместные криотерапевтические системы (криосауны) нерационально используют жидкий азот. Это мнение основано на визуальных эффектах, сопровождающих процедуры IWBC и выход пациентов из кабины в процедурное помещение. Смешиваясь с влажным атмосферным воздухом пары азота создают значительный объем водяного тумана, этот туман создает у наблюдателя ложное представление о больших потерях криогенного газа при выходе элементов из процедурной кабины. Производители криосаун оценивают затраты криоагента на одну IWBC процедуру в 4,5 кг. В рекламе установок для групповой WBC, производители таких аппаратов утверждают, что затраты LN не превышают 100 кг/час, если учесть, что за час WBC получило 50 человек, на одного пациента тратится не более 2 кг LN. Это считается преимуществом многоместных установок с азотной системой охлаждения (NCS). В действительности затраты криоагента в многоместных установках не соответствуют тепловым потокам, поступающим в зону WBC, поэтому температура воздуха в них нестабильна и во время проведения процедуры повышается на 50-60 К. В статье приводится теплофизический анализ процесса WBC в криосаунах.

Ключевые слова: общее криотерапевтическое воздействие, WBC, индивидуальное криотерапевтическое воздействие, IWBC, криоагент, теплоноситель.

A.Yu. Baranov, A.V. Vasilenok*, D.V. Makarchuk, A.P. Spiridonova

ITMO University, Russia, St. Petersburg
*e-mail: vasilenok_anna@itmo.ru

Liquid cooling systems for individual cryotherapy units

The use of liquid nitrogen in a cryoagent (LN) is a competitive advantage for individual cryotherapy units (IWBC). During the operation of this electric power industry, it is consumed only for auxiliary operations, since the heat load associated with the implementation of the technology of general cryotherapy (WBC) is covered by gasification of the cryoagent. An important, from a practical point of view, the advantage is that because of this IWBC devices consume no more than 1 kW of power and they can be connected to a household network, as well as create and operate mobile version IWBC installations. There is a widespread misconception that single-seat cryotherapy systems (cryosaunas) use liquid nitrogen irrationally. This opinion is based on the visual effects accompanying IWBC procedures and patients from the cockpit in the treatment room. Air flow of air in an air environment. Cryosauna manufacturers estimate the cost of a cryoagent for one IWBC capacity at 4.5 kg. In an advertisement for group WBC installations, manufacturers of such devices claim that LN costs do not exceed 100 kg/hour, given that the WBC received 50 people per hour, no more than 2 kg of LN is spent per patient. This is an advantage of the Nitrogen Refrigerated System (NCS) multi-seat units. Under the conditions of using a cryoagent in multi-site installations, it does not correspond to the heat fluxes entering the WBC zone,

therefore the air temperature in them is unstable and during the procedures it rises by 50-60 K. The article provides a thermophysical analysis of the WBC process in cryosaunas.

Key words: general cryotherapy, WBC, individual cryotherapy, IWBC, cryoagent, coolant.

А.Ю. Баранов, А.В. Василёнок*, Д.В. Макарчук, А.П. Спиридонова

Санкт-Петербург мемлекеттік ақпараттық технологиялар, механика және оптика университеті, Ресей, Санкт-Петербург қ.

*e-mail: vasilenok_anna@itmo.ru

Жеке криотерапия қондырғыларына арналған сұйық салқындату жүйелері

Сұйық азотты криоагент (LN) ретінде пайдалану жеке криотерапия бөлімшелері (IWBC) үшін бәсекелестік артықшылық болып табылады. Бұл қондырғыларды пайдалану кезінде электр энергиясы тек көмекші операцияларға жұмсалады, өйткені жалпы криотерапия (WBC) технологиясын енгізуге байланысты жылу жүктемесі криоагентті газдандырумен жабылады. Маңызды, практикалық тұрғыдан алғанда, артықшылығы – осының арқасында IWBC құрылғылары 1 кВт-тан аспайтын электр қуатын тұтынады және оларды тұрмыстық желіге қосуға, сондай-ақ IWBC қондырғыларының мобильді нұсқаларын жасауға және пайдалануға болады. Бір орынды криотерапиялық жүйелер (криозауналар) сұйық азотты ұтымсыз пайдаланады деген қате пікір кең тараған. Бұл пікір IWBC процедураларымен және пациенттің кабинадан емдеу бөлмесіне шығуымен бірге жүретін көрнекі әсерлерге негізделген. Ылғалды атмосфералық ауамен араласып, азот бұлары су тұманының айтарлықтай көлемін жасайды, бұл тұман бақылаушыға элементтер тазарту кабинасынан шыққан кезде криогенді газдың үлкен жоғалуы туралы жалған әсер қалдырады. Криосауна өндірушілері бір IWBC процедурасы үшін криоагенттің құнын 4,5 кг бағалайды. Топтық WBC қондырғыларына арналған жарнамада мұндай құрылғыларды өндірушілер LN құны сағатына 100 кг/сағ аспайды деп мәлімдейді, WBC сағатына 50 адам қабылдағанын ескере отырып, бір пациентке 2 кг-нан аспайтын LN жұмсалады. Бұл азотты тоңазытқыш жүйесінің (NCS) көп орындық қондырғыларының артықшылығы болып саналады. Шын мәнінде, көп учаскелік қондырғылардағы криоагенттің құны WBC аймағына түсетін жылу ағындарына сәйкес келмейді, сондықтан олардағы ауа температурасы тұрақсыз және процедура кезінде 50-60 К жоғарылайды. Мақалада термофизикалық талдау берілген. криозауналардағы WBC процесі.

Түйін сөздер: жалпы криотерапия, лейкотерапия, жеке криотерапия, IWBC, криоагент, салқындатқыш.

Введение

Общее криотерапевтическое воздействие (WBC) – высокоэффективная физиотерапевтическая процедура. Преимуществом WBC является ее неспецифическое лечебное действие [1], которое является основой ее успешного применения во многих областях медицины [2]. Особое значение WBC получило как эффективное средство профилактики и лечения COVID-19, а также реабилитации пациентов, перенесших это заболевание. Не менее популярно спортивное применение WBC. Однако, использование для проведения процедур WBC аппаратов с разными технологическими характеристиками не позволяет получать высокие результаты во всех случаях [3,4,5,6].

Наилучшие и стабильные результаты получены с использованием одноместных установок (криосаун), которые используют в качестве криоагента жидкий азот. В многоместных установках для покрытия тепловой нагрузки от

объекта WBC (поверхности тела пациентов) также используют системы с азотным охлаждением. Но затраты азота не покрывают тепловыделения в зону WBC поэтому температура газа в таких устройствах нестабильна. Как следствие, эффективность процедур WBC в 3 раза ниже, чем в криосаунах [2,7,8,9].

Еще более низкую эффективность демонстрируют многоместные установки с компрессионными охладителями, в которых температура воздуха не опускается ниже 160 К. Показано [1], что в этом случае эффективность процедур в 10 раз ниже, чем в одноместных установках. За счет прямого контакта кожи пациента с парами жидкого азота теплота поглощается не только за счет испарения криоагента, но и за счет перегрева паров температуры кипения до температуры криостатирования зоны WBC. Удельная теплоотводящая способность LN составляет:

$$Q_N = r_N + c_p (T_g - T''), \quad (1)$$

где r_N – теплота кипения азота, кДж/кг; c_p – теплоемкость паров азота, кДж/(кг·К); T_g – температура газа в зоне WBC, К; T'' – температура кипения жидкого азота при атмосферном давлении, К.

Полагая, что $r_N = 199$ кДж/кг, $c_p = 1,02$ кДж/(кг·К), $T_g = 140$ К, $T'' = 78$ К, получим $Q_N \approx 260$ кДж/кг.

Использование теплоты перегрева паров снижает затраты LN на 30%. Несмотря на это, что на поглощение 620 кДж теплоты необходимо испарить около 2,4 кг LN [10].

Теплота поступает в зону WBC от поверхности тепловой изоляции и с потоками газа проникающими в кабину при входе пациентов. Негативное влияние этих потоков в значительной степени связано с компактностью размещения пациентов в процедурной кабине. В криосаунах компактность размещения пациентов достигает величины $n = 2$ чел/м³, в многоместных установках компактность размещения колеблется от 0,8 до 1 чел/м³.

Негативное влияние низкой компактности размещения показывает коэффициент тепловой эффективности кабины для WBC:

$$\eta_{ТЭ} = \frac{Q_h}{Q_{\Sigma}}, \quad (2)$$

где Q_h – количество теплоты отведенное от поверхности объекта WBC, Q_{Σ} – суммарная теплота отведенная системой охлаждения.

У криосаун $\eta_{ТЭ} \leq 0,7$, а у многоместных WBC установок $\eta_{ТЭ} \geq 0,5$ [10,11].

Кроме этого, в многоместных системах организовать перегрев паров криоагента до температуры зоны WBC невозможно, так как перенос теплоты происходит через теплопередающую поверхность теплообменного устройства. Это увеличивает затраты криоагента на 20% [11].

Криосауны отличаются крайне низкой тепловой инерцией, поэтому для подготовки к работе достаточно затратить 5 минут времени и не более 5 кг жидкого азота. Пуск многоместной кабины с азотным охлаждением продолжается не менее 3 часов, при этом затрачивается до 300 кг жидкого азота. Рентабельная эксплуатация таких установок возможно при пропускной способности от 500 человек в сутки.

Методика

Технология отвода теплоты из кабины одноместной криосауны

Особенностью WBC процедур в криосауне является то, что пациент погружен в криогенный газ только по плечи. Голова пациента остается в атмосферном воздухе. Это значительно повышает безопасность и комфортность процедур. Кроме этого размеры низкотемпературной кабины достаточно малы. Внутренний объем кабины составляет примерно 0,4 м³. Для сравнения в многоместной кабине на одного пациента приходится от 1,0 до 1,5 м³ пространства процедурной кабины.

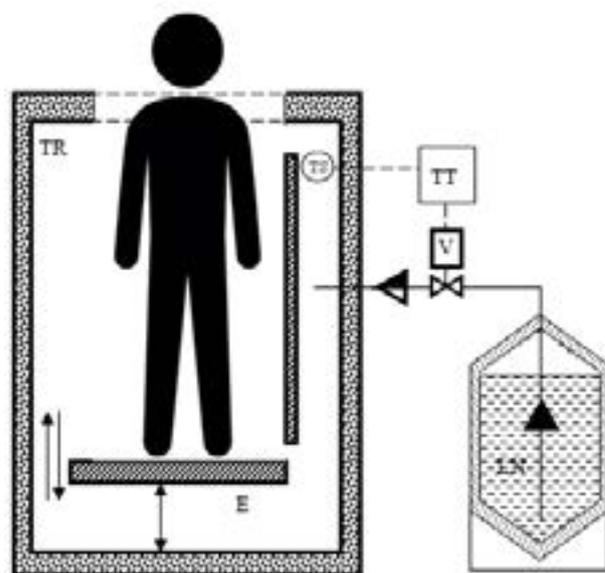


Рисунок 1 – Принципиальная схема индивидуальной криосауны [2]

Криосауны пользуются большой популярностью у потребителей, поэтому растет число производителей аппаратов такого типа.

Однако многие производители неверно представляют себе принцип действия системы азотного охлаждения. Представление о подобном рода представлениях дает схема аппарата для IWBC опубликованная в [2] (см. рисунок 1). Считается, что жидкий азот отбираемый из сосуда с повышенным давлением, распыляется непосредственно в объеме процедурной кабины, за счет обмена теплотой с газом, заполняющим кабину [2].

Некоторые авторы [12] справедливо указывают, что такая подача азота создает угрозу здоровью пациента. Но в действительности такая схема передачи теплоты WBC к жидкому криоагенту не работоспособна, так как большая часть жидкости не успевает получить теплоту испарения от газа, заполняющего кабину, поэтому крупные капли криоагента выпадают на пол кабины, а мелкие оседают на стенках кабины и даже на коже пациента. Попадание частиц жидкого азота на кожный покров однозначно вызывает локальное обморожение, поэтому производители криосаун, работающих по такому принципу повышают давление в сосуде с азотом таким образом, чтобы после дросселирования в клапане V в кабину поступал поток, состоящий преимущественно из паров азота. Пары азота отводят теплоту только за счет своей теплоемкости, поэтому для криостатирования объема кабины на уровне 140 К необходимо затрачивать большое количество криоагента.

$$C_{LN} = \frac{Q_{\Sigma}}{C_p(T_q - T''')}, \quad (3)$$

где Q_{Σ} – суммарная нагрузка, $Q_{\Sigma} \approx 1000$ кДж.

В таком режиме расход жидкого азота увеличивается до 16,7 кг на одну процедуру [2],

однако если увеличить температуру в кабине, например, до 200К, затраты азота снизятся до 8,2 кг и т.д. В итоге на рынке медицинской техники и услуг присутствует большое число «криотерапевтических» установок, которые только имитируют процесс WBC. Внешне эти установки легко опознать, так как они выделяются «туманом», который подымается над верхним сечением кабины. В настоящей криосауне отбросной поток имеет плотность в 2 раза больше плотности воздуха, поэтому туман стекает вдоль стенок кабины с пациентом.

Распространено ошибочное представление о том, что на величину лечебного эффекта WBC существенное влияние оказывает охлаждение кожного покрова головы [13,14]. Практика WBC не подтверждает этого, по мнению вовлечения головы в зону охлаждения считается одним из преимуществ множественных установок [15].

Воздух подается на смешение с расходом g_A , в него впрыскивается жидкий азот с расходом g_{LN} . В результате смешения образуется газовая смесь с температурой T_{M1} и расходом g_M . Затраты криоагента зависят от выбора температуры смеси на входе в процедурную кабину. Материальный баланс смешения:

$$g_M = g_{LN} + g_A. \quad (4)$$

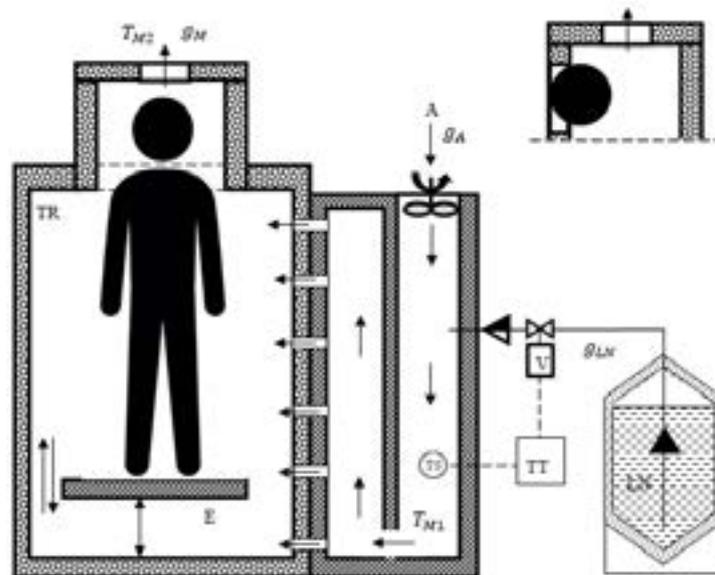


Рисунок 2 – Схема охлаждения индивидуальной криокапсулы

Полагая $g_M = 1 \text{ кг/с}$, получим $1 = LN + A$ или $LN = 1 - A$. Тепловой баланс смешения:

$$A_{Cp}(T_{Cp} - T_{M1}) = (1 - A)(r - c_p(T_{M1} - T''')). \quad (5)$$

Решая выражение относительно содержания воздуха в потоке смеси получим:

$$A = \frac{r + c_p(T_{M1} - T''')}{c_p(T_{oc} - T_{M1}) + r(T_{M1} - T''')}. \quad (6)$$

Удельный расход азота:

$$LN = 1 - A. \quad (7)$$

Газ, поступающий в кабину TR, имеет положительную концентрацию кислорода:

$$x_M = x_A \cdot A. \quad (8)$$

В данном случае затраты криоагента зависят от температуры смеси на входе в кабину TR:

$$LN = f(T_{M1}), \quad x_M = f(T_{M1}) \quad (9)$$

Выбор температуры на входе в процедурную кабину TR зависит от величины допустимого перегрева газа по высоте кабины:

$$\Delta T_M = T_{M2} - T_{M1}. \quad (10)$$

Охлаждающая смесь отводит тепловую нагрузку за счет своей теплоемкости и перегрева внутри процедурной кабины:

$$g_\Sigma = c_p \cdot q_M \cdot (T_{M2} - T_{M1}), \quad (11)$$

полагая тепловую нагрузку постоянной:

$$g_\Sigma = \frac{Q_\Sigma}{\tau_{\max}}. \quad (12)$$

Расход охлаждающего газа и жидкого азота зависит от величины допустимого перегрева газа в кабине:

$$g_M = \frac{g_\Sigma}{c_p(T_{M2} - T_{M1})}, \quad (13)$$

$$g_a = (1 - A) \frac{g_\Sigma}{c_p(T_{M2} - T_{M1})}. \quad (14)$$

Производители криокапсул утверждают, что поддерживают в кабине TR температуру на уровне $T_{M1} = 150\text{K}$, причем разность температуры по высоте кабины не превышает 10K.

При таких условиях для покрытия стандартной тепловой нагрузки на систему охлаждения потребуется подавать в кабину TR охлаждающую смесь с расходом $g_M = 0,67 \text{ кг/с}$. Расчетный расход жидкого азота $g_{LN} = 0,23 \text{ кг/с}$.

$$G_{LN} = 13,63 \text{ кг/мин.}$$

Или $G_{LN} = 41 \text{ кг}$ на процедуру. Производители криокапсул заявляют, что номинальный расход жидкого азота на процедуру не превышает 4,5 кг.

На рисунке 3 представлена графическая зависимость затрат азота от выбора допустимого перегрева.

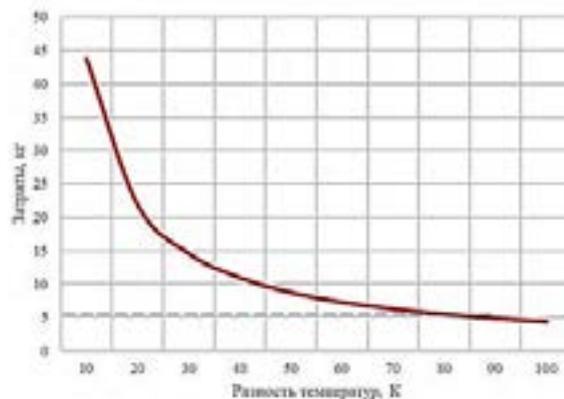


Рисунок 3 – Зависимость затрат жидкого азота на процедуру от разности температур по высоте процедурной кабины TR

График, представленный на рисунке 3, показывает что заявленные производителями затраты только в том случае, когда разность температур ΔT_M составит на менее 90К. Тогда:

$$\begin{aligned} T_{M2} &= \Delta T_M + T_{M1}, \\ T_{M2} &= 220\text{K} \end{aligned} \quad (15)$$

Завершая анализ эффективности схемы охлаждения криокапсулы, можно оценить эффективность использования жидкого азота. Отношение, отведенной нагрузки к полной теплоотводящей способности затраченного жидкого азота:

$$\eta_{LN} = \frac{Q_{\Sigma}}{G_{LN}(r + c_p(T_{M1} - T''))}. \quad (16)$$

При разности температур $\Delta T_M = 10\text{K}$ $\eta_{LN} = 0,105$, и даже при повышении разности температур до $\Delta T_M = 50\text{K}$ $\eta_{LN} = 0,524$. Причина низкой эффективности такой схемы охлаждения связана с тем, что смесь с температурой T_{M2} сбрасывается в окружающую среду. Этих недостатков лишена система охлаждения криосауны, представленная на рисунке 4.

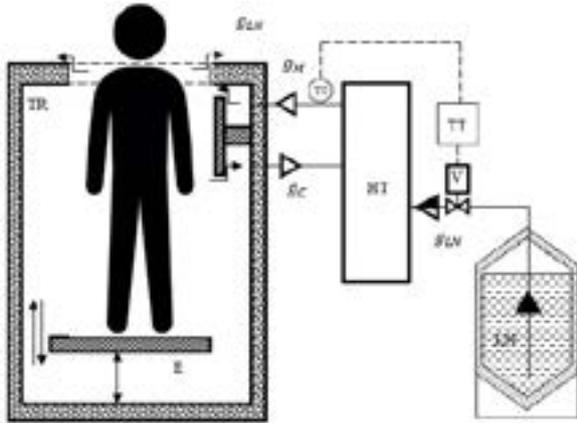


Рисунок 4 – Принципиальная схема индивидуальной криосауны [1]

В криосаунах охлаждение кабины TR обеспечивается циркуляцией газовой смеси, состоящей в основном из паров азота. Эта смесь образуется за счет смешения потока газа, поступающего из кабины TR (поток g_c) и жидкого азота (поток g_{LN}). Смешение осуществляется в теплообменном аппарате НТ. Расход жидкого азота регулируется по температуре смеси на выходе из аппарата НТ. В кабине TR газовый

поток воспринимает тепловую нагрузку g_{Σ} , за счет этого температура потока повышается. Разность температур на границах зоны WBC не более $\Delta T_g \leq 30\text{K}$.

Часть потока g_{wv} , равная по массе количеству криоагента испарившегося в теплообменнике IV, сбрасывается в атмосферу через верхнее сечение кабины TR. Остальная часть g_c возвращается в теплообменник НТ на регенерацию. При пуске криосауны происходит заполнение объема кабины TR парами азота, продолжительность фазы заполнения не более 20 с. За это время в теплообменнике НТ более 0,8 кг жидкого азота испаряется. Количество теплоты q_c , переносимой циркулирующим газом определяется расходом через зону WBC и разностью температур газа на границах зоны:

$$q_c = g \cdot c_p \cdot \Delta T_g, \quad (16)$$

где g – расход газа через зону WBC, кг/с; T_g – разность температур газа на границах зоны, К. Разность температуры не должна превышать 30 К [1]. С учетом принятого ранее значения ΔT_g получим расчетное значение расхода газа $g = 0,2$ кг/с.

Результаты и обсуждение

Обеспечение жидкостной системы охлаждения жидким азотом

Криосауны предназначены для решения большого круга практических задач, поэтому должна хорошо снабжаться азотом от внешнего источника. Жидкий азот расходуется неравномерно, за первые 20 с на заполнение кабины TR затрачивается до 1 кг криоагента. Производительность системы подачи жидкого азота должна превышать максимальный расход криоагента. Основным источником азота для криосауны являются сосуды Дьюара емкостью от 16 до 37 литров [16]. Криосауна имеет специальный отсек для установки сосудов и полуавтоматическую систему подключения к сосуду. Криоагент вытесняется из сосуда избыточным давлением 0,01 МПа, которое создается турбокомпрессором. Расход жидкого азота из сосуда Дьюара в теплообменник НТ достигает 0,6 кг/с. Эксплуатация криосауны с сосудами Дьюара не требует высококвалифицированного персонала, но сосуды Дьюара имеют малый запас LN в сосудах емкостью от 16 до 37 литров. Поэтому

использовать рекомендуется при отпуске до 30 процедур WBC в день. Разработана альтернативная система подачи азота из сосудов газификаторов из серии «Eurocy» [17]. Эти сосуды снабжены системой управления давлением паров LN. Для работы с криосауной используют сосуды с избыточным давлением менее 0,2 МПа. Сосуд подключается контактной NCS гибким шлангом длиной до 2 м. Управление выдачей азота осуществляется электромагнитным клапаном контактной NCS. Расход жидкого азота из таких сосудов не превышает 0,1 кг/с, что ниже затрат азота при первом пуске криосауны. При повышении давления удельная теплоотводящая способность жидкого азота уменьшается примерно на 6 %. Затраты криоагента при подаче от сосудов серии «Eurocy» на 10 % выше, чем при использовании сосудов Дьюара [17,18]. В крупных клиниках криосаунах получают азот от криогенного танка объемом от 0,5 до 3 м³. Это позволяет получать жидкий азот крупными партиями до 3,0 м³ [19,20]. Оптовые цены на жидкий азот в России в 2-3 раза ниже розничных цен, поэтому использование криогенного танка является наиболее рентабельным способом криосауны азотом [20].

Жидкостные системы охлаждения мобильных WBC систем

Жидкостные системы охлаждения являются безальтернативным решением для мобильных WBC систем. Мобильные аппараты для WBC используются в профессиональном спорте, так как могут сопровождать команды во время соревнований и тренировочных сборов [21]. Мобильные WBC системы изготавливаются в России с 2006 года. Мобильные криосауны участвовали в гонках «Тур де Франс», Универсиаде в Казани, Олимпийских играх в Сочи. Наряду с индивидуальными криосаунами для

спортивных целей изготавливают и многоместные системы, которые также работают на базе азотного охлаждения. Недавно мобильную WBC систему презентовала компания «Линде Газ». Многоместный аппарат имеет рабочую температуру 140 К и использует NCS. Важно отметить, что именно компания «Линде Газ» в 90е годы XX века провела кампанию по переходу на WBC системы с рабочей температурой 170 К. Причем основным стимулом внедрения эти аппаратов считался отказ от использования жидкого азота. Спустя 30 лет компания не только вернулась к использованию NCS, но и понизила температуру в основной кабине до уровня близкого к оптимальному.

Заключение

Криостатирования зоны WBC за счет теплоотводящей способности жидкого азота являются наиболее рациональным технологическим решением на современном уровне востребованности криопроцедур.

Особенно эффективны контактные системы охлаждения криосаун, которые являются основой всех конкурентных преимуществ данного типа WBC аппаратов.

При оценке эффективности WBC аппаратов следует учитывать то, что затраты жидкого азота на одну процедуру не могут быть ниже 2,6 кг, так как такое количество криоагента нужно затратить только на отвод теплоты от поверхности тела пациента. Доля полезных затрат криоагента не может быть более 70%, поэтому теоретический минимум затрат LN на одну процедуру составляет 3,6 кг на пациента. Аппараты, расходующие меньшее количество криоагента, не выполняют технологическую задачу WBC, и не могут обеспечить достижение существенного лечебного эффекта.

Литература

- 1 Baranov A.Yu. Low-temperature installations for medical purposes. Part 1. Apparatus for general cryotherapy treatment: (textbook), St. Petersburg: University ITMO; IHBT, 2016. – 17 p.
- 2 Vasilenok A.V., Baranov A.Y., Malysheva T.A., Filatova O.A., Kutyanova L.R., Andreev A.M. and Solonina Y.A. The cost of liquid nitrogen for WBC sessions // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – 2020. – Vol. 826, No. 1. – Art.No.012014.
- 3 Bouzigon R., Dupuy O., Tiemessen I., De Nardi M. and Bernard J.P. et al. Cryostimulation for post-exercise recovery in athletes: a consensus and position paper //Front. Sports Act. Living. – 2021. – Vol.3. – Art.No 688828.
- 4 De Nardi M., Facheris C., Ruggeri P., La Torre A. and Codella R. High-impact Routines to Ameliorate Trunk and Lower Limbs Flexibility in Women. Int J Sports Med. – 2020 – Vol. 41(14). – P.1039-46.
- 5 De Nardi M., Pizzigalli L., Benis R., Caffaro F. and Micheletti Cremasco M. Acute Effects of Partial-Body Cryotherapy on Isometric Strength: Maximum Handgrip Strength Evaluation. //J Strength Cond Res. – 2017. – Vol.31(12). – P.3497-502.

- 6 Fonda B. and Sarabon N. Effects of whole-body cryotherapy on recovery after hamstring damaging exercise: A crossover study // *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. – 2013. – Vol.23(5). – P.e270-8.
- 7 Russell M., Birch J., Love T., Cook C.J., Bracken R.M. and Taylor T., et al. The effects of a single whole-body cryotherapy exposure on physiological, performance and perceptual responses of professional academy soccer players following repeated sprint exercise // *J Strength Cond Res*. – 2017. – Vol.31(2). – P.415-421.
- 8 Lubkowska A., Szygula Z. Changes in blood pressure with compensatory heart rate decrease and in the level of aerobic capacity in response to repeated whole-body cryostimulation in normotensive, young and physically active men. // *Int J Occup Med Environ Health*. – 2010. – Vol.23(4). – P.367-75.
- 9 Jaworska J., Micielska K., Kozłowska M., Wnorowski K., Skrobecki J., and Radziminski L., et al. A 2-Week Specific Volleyball Training Supported by the Whole Body Cryostimulation Protocol Induced an Increase of Growth Factors and Counteracted Deterioration of Physical Performance // *Front Physiol*. – 2018. – Vol.9. – P.1711.
- 10 Elnaggar M., Alnahhal M., Sultan M., Niaz H., Miyazaki T., Elsarrag E., Igobo O., Davies P., Ademola A., Dos Santos E., Azevedo C., Macedo C., Azevedo C., Araujo R., Gomes S., Baia L., Alexandrino Y., Kumar R., Deliiski N., Tumbarkova N., Baranov A.Y., Pakhomov O.V., Fedorov A.V., Ivanov V.I., Zaitsev A.V., Poliakov R.I., Tesch S., Morosuk T., Tsatsaronis G., Al-Abdalall A., Al-Dakheel S., Al-Abkari H., Davalos L., Luna E., Angeles M., Delgado V., Hegazy A., Engeda A. and Seyam S. Low-temperature Technologies. Ch 8. Technique and Technology of Whole-Body Cryotherapy (WBC) / A. Baranov, O. Pakhomov, A. Fedorov, V. Ivanov, A. Zaitsev and R. Polyakov // *IET* – 2020.
- 11 Yerezhpe D. and Baranov A.Y. Understanding Cryotherapy // *IET* – 2020.
- 12 Zalewski P., Klawe J.J. and Pawlak J., et al Thermal and hemodynamic response to whole-body cryostimulation in healthy subjects. // *Cryobiology*. – 2013. – Vol.66. – P.295-302.
- 13 Cuttall S., Hammond L., Langdon D. and Costello J. Individualising the exposure of – 110°C whole body cryotherapy: the effects of sex and body composition. // *J Therm Biol*. – 2017. – Vol.65. – P.41-47.
- 14 Kolishkin L.M. and Shakurov A.V. Heat transfer between human and fluid under extreme conditions of partial body cryotherapy // *Journal of Physics: Conference Series*. – 2020. – Vol.1683 – – Art.No 022021.
- 15 Baranov A.Y., Shestakova O.A., Malysheva T.A., Vasilenok A.V. and Malinina O.S. The physical theory of efficiency and safety of the WBC // *Refrigeration Science and Technology*. – 2018. – Vol. 3rd IIR. – P.49-55.
- 16 Baranov A.Y. and Malysheva T.A. Modeling unsteady heat transfer in cryomedicine // *Journal of International Academy of Refrigeration*. – 2000. – No 2. – P.38-41.
- 17 Baranov A.I., Filatova O.A., Vasilenok A.V., Safonov A.V. and Sokolova E.V. Energy requirements for nitrogen cooling systems of WBC units // *Journal of International Academy of Refrigeration*. – 2019 – No. 1(70). – P.92-97.
- 18 Yerezhpe D., Baranov A.Y. and Pakhomov O.V. Mathematical Modeling Non-Stationary Heat Exchange of Object Whole-Body Cryotherapy // 2019 International Russian Automation Conference (RusAutoCon). – 2019. – P.8867742.
- 19 Yerezhpe D., Baranov A.Y. and Pakhomov O.V. Analysis of Effect of Clothing in Procedure of Cryotherapy using Computer Simulation // 2019 International Russian Automation Conference (RusAutoCon). – 2019. – P.8867818.
- 20 Baranov A.Y., Panova D.E., Sokolova E.V., Tatarenko I.V. and Emelianov A.L. Supplying with LN of IWBC plants // *Refrigeration Science and Technology*. – 2018. – Vol. 3rd IIR. – P.0024.
- 21 Baranov A.Y., Vasilenok A.V., Shestakova O.A. and Pakhomov O.V. Application the WBC in sport medicine // *Refrigeration Science and Technology*. – 2018. – Vol. 3rd IIR. – P.121-126.

References

- 1 A.Yu. Baranov, Low-temperature installations for medical purposes. Part 1. Apparatus for general cryotherapy treatment: (textbook), (St. Petersburg: University ITMO; IHBT, 2016), 178 p.
- 2 A.V. Vasilenok, et al., IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, 826 (1), 012014 (2020).
- 3 R. Bouzigon, et al., *Frontiers in Sports and Active Living*, 3, 688828 (2021).
- 4 M. De Nardi, et al., *Int J Sports Med.*, 41 (14), 1039-46 (2020).
- 5 M. De Nardi, et al., *J Strength Cond Res*. 31(12), 3497-502 (2017).
- 6 B. Fonda, and N. Sarabon, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(5), e270-8 (2013).
- 7 M. Russell, et al., *J Strength Cond Res.*, 31(2), 415-421 (2016).
- 8 A. Lubkowska, and Z. Szygula, *Int J Occup Med Environ Health.*, 23(4), 367-75 (2010).
- 9 J. Jaworska, et al., *Front Physiol.*, 9, 1711 (2018).
- 10 M. Elnaggar, et al., *Low-temperature Technologies. Ch 8. Technique and Technology of Whole-Body Cryotherapy (WBC)* / A. Baranov, O. Pakhomov, A. Fedorov, V. Ivanov, A. Zaitsev and R. Polyakov, (IET, 2020).
- 11 D. Yerezhpe and A.Y. Baranov *Understanding Cryotherapy* (IET, 2020).
- 12 P. Zalewski, et al., *Cryobiology*, 66, 295-302 (2013).
- 13 S. Cuttall, et al., *Therm Biol.*, 65, 41-47 (2017).
- 14 L.M. Kolishkin, and A.V. Shakurov, *Journal of Physics: Conference Series*, 1683, 022021 (2020).
- 15 A.Y. Baranov, et al., *Refrigeration Science and Technology*, 3rd IIR, 49-55 (2018).
- 16 A.Y. Baranov and T.A. Malysheva, *J of Intern Academy of Refrigeration*, 2, 38-41 (2000).
- 17 A.I. Baranov, et al., *J of International Academy of Refrigeration*, 1(70), 92-97 (2019).
- 18 D. Yerezhpe, A.Y. Baranov, and O.V. Pakhomov, *Mathematical Modeling Non-Stationary Heat Exchange of Object Whole-Body Cryotherapy*, 2019 International Russian Automation Conference (RusAutoCon), 8867742 (2019).
- 19 D. Yerezhpe, A.Y. Baranov, and O.V. Pakhomov, *Analysis of Effect of Clothing in Procedure of Cryotherapy using Computer Simulation*, 2019 International Russian Automation Conference (RusAutoCon), 8867818 (2019).
- 20 A.Y. Baranov, et al., *Refrigeration Science and Technology*, 3rd IIR, 0024 (2018).
- 21 A.Y. Baranov, et al., *Refrigeration Science and Technology*, 3rd IIR, 121-126. (2018).