

УДК 621.593

Мониторинг температуры газа в зоне WBC

Д-р техн. наук А. Ю. БАРАНОВ¹, д-р техн. наук В. И. ИВАНОВ², А. ОСИНА,
В. А. СИНЬКОВА, О. А. ШЕСТАКОВА

¹abaranov@corp.ifmo.ru, ²vl_iv.9391@mail.ru
Университет ИТМО

Поведена оценка достоверности измерения температуры криогенного газа теплоносителя в зоне общего криотерапевтического воздействия, по международной классификации зоне whole body cryotherapy (WBC). Температура охлаждающего газа является важнейшим технологическим параметром устройств для реализации WBC. Однако данные производителей аппаратов этого класса вызывают обоснованные сомнения, так как в ходе одного цикла WBC температура газа в низкотемпературных полостях колеблется с амплитудой свыше 20 К, а темп изменения температуры превышает 1 К/с. В таких условиях тепловая инерция серийных датчиков температуры не позволяет достоверно индицировать температуру газовой среды. Несоответствие показаний измерительной аппаратуры и заявленных параметров процесса WBC может быть причиной низкой эффективности и безопасности процедур. Проблема инерционности датчиков температуры может быть решена за счет их рационального размещения. Наилучшие результаты обеспечивает размещение датчиков вне зоны WBC в потоке газа теплоносителя.

Ключевые слова: общее криотерапевтическое воздействие, whole body cryotherapy, теплоноситель, криосауна, многоместный криотерапевтический комплекс.

Информация о статье:

Поступила в редакцию 15.09.2017, принята к печати 24.11.2017

doi: 10.21047/1606-4313-2017-16-4-75-81

Ссылка для цитирования:

Баранов А. Ю., Иванов В. И., Осина А., Синькова В. А., Шестакова О. А. Мониторинг температуры газа в зоне WBC // Вестник Международной академии холода. 2017. № 4. С. 75–81.

Monitoring of temperature of gas in the zone WBC

D. Sc. A. Y. BARANOV¹, D. Sc. V. I. IVANOV², A. OSINA,
V. A. SINKOVA, O. A. SHESTAKOVA

¹abaranov@corp.ifmo.ru, ²vl_iv.9391@mail.ru
ITMO University

The article is dedicated to the estimation of the authenticity of the measurement of cryogenic gas temperature of heat-transfer agent in the zone of general cryo-therapeutic action, according to the international classification to the zone WBC. The temperature of the cooling gas is the most important technological parameter of devices for the realization WBC. However, data of the producers of the apparatuses of this class cause the substantiated doubts, since in the course of one cycle WBC the temperature of gas in the low-temperature cavities varies with an amplitude more than 20 K, and a rate of change in the temperature exceeds 1 K/s. Under such conditions the thermal inertia of series temperature sensors does not make it possible to reliably identify the temperature of gas medium. The nonconformity of the indications of the measuring equipment and declared parameters of process WBC can be the reason for low effectiveness and safety of procedures. The problem of the inertness of temperature sensors can be solved due to their rational arrangement. The arrangement of sensors out of the zone WBC in the flow of gas of heat-transfer agent provides the best results.

Keywords: the general cryo-therapeutic action, whole body cryotherapy, heat-transfer agent, cryo-sauna, temperature monitoring.

Article info:

Received 15/09/2017, accepted 24/11/2017

DOI: 10.21047/1606-4313-2017-16-4-75-81

Article in Russian

For citation:

Baranov A. Y., Ivanov V. I., Osina A., Sinkova V. A., Shestakova O. A. Monitoring of temperature of gas in the zone WBC. *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda*. 2017. No 4. p. 75–81.

Введение

Общее криотерапевтическое воздействие, whole body cryotherapy (WBC) эффективная медицинская технология, основанная на стимуляции холодовых рецепторов кожи за счет отвода теплоты криогенным газом [1].

Последние исследования в области эффективного действия WBC показали, что известные из практики клинические эффекты основаны на способности данного физиотерапевтического воздействия оказывать стимулирующее влияние на деятельность центральной нервной системы [1–4]. Стимулирующее воздействие носит тотальный характер, так как гипотермическое раздражение испытывает все рецепторное поле кожного покрова. Интегральный тревожный сигнал холодовых рецепторов, поступает в подкорку головного мозга, где воспринимается как негативный сигнал высшего приоритета, который нельзя блокировать сознательно [2].

Ввиду медленной передачи сигналов от холодовых рецепторов к ЦНС, реакция на него возникает только после завершения сеанса WBC, поэтому подкорка мозга расценивает этот мощный негативный сигнал, как критическую ситуацию неясного происхождения и пытается найти ее причины путем тестовой проверки всех важнейших систем организма. Выявленные в результате тестирования нарушения становятся предметом адекватного корректирующего действия, которое собственно и определяет наблюдаемый лечебный эффект [5].

Наиболее ярким проявлением позитивного эффекта WBC является медикаментозное подавление боли на 6–8 ч. Именно благодаря этому, известному из клинической практики качеству, WBC примерно 30 лет назад стали использовать для лечения ревматоидного артрита [6, 7].

Клиническая практика применения WBC за последние 20 лет в России показала, что у данной физиотерапевтической процедуры беспрецедентно широкий список показаний. Клинически доказана эффективность процедур криотерапии при лечении: ревматоидного артрита, аллергии, псориаза и нейродермита, гепатита, астмы, гипертонии, ожирения, бесплодия, сахарного диабета, инфарктов, травм, переломов, ожогов.

Клиническая практика подтвердила полное отсутствие показаний применения WBC [4]. В отличие от большинства физиотерапевтических воздействий, криотерапия не оказывает на организм пациента существенного и направленного энергетического воздействия. Математическое моделирование WBC процесса, выполненное на кафедре криогенной техники и технологий сжиженного природного газа (КТиТСПГ) Университета ИТМО [8], показало, что за время сеанса пациент теряет не более 600 кДж, что примерно равно часовой норме теплопродукции организма. Однако позитивные эффекты WBC длятся более 6 ч. Величина потерь теплоты и достигаемый позитивный эффект прямо не связаны. Основой эффективности и безопасности криотерапии является то, что холодное воздействие на поверхность тела только запускает в организме механизм самотестирования и коррекции. При этом WBC не носит направленного характера и не может по определению вызывать негативных воздействий. Благодаря этому, криотерапия широко при-

меняется не только как эффективное средство лечения, но и как универсальное средство профилактики заболеваний, в том числе и таких социально значимых как онкология, полиноз, остеопороз и т. д.

По мере осознания врачами и пациентами этого немедикаментозного восстановительного метода лечения, растет и практическая востребованность технологий WBC и аппаратуры для ее реализации. Это определяет высокую социальную значимость обеспечения медицинских учреждений в России эффективными и безопасными аппаратами для WBC.

Постановка задачи

Выбор оптимального температурного режима процедуры WBC и контроль температуры в зоне WBC оказывают определяющее влияние на достигаемые лечебные результаты.

В соответствии с теплофизической теорией WBC [1], для достижения лечебного эффекта необходимо переохладить поверхность тела пациента до температур, близких к терминальному порогу $t_{\text{терм}} = -2,5$ °С. Интенсивность раздражения холодовых рецепторов гиперболически возрастает по мере приближения температуры кожи к пороговым значениям:

$$I_{\text{сд}} = \frac{a}{(t_3 - t_{\text{кр}})^n}, \quad (1)$$

где: t_3 — температура поверхности эпителия; $t_{\text{кр}} = t_{\text{терм}} + 0,5$ °С — температура на 0,5 °С превышающая номинальное значение.

Сигналы холодовых рецепторами интегрируются в центре терморегуляции подкоркового отдела головного мозга. По закону изменения температуры поверхности эпителия можно рассчитать продолжительность лечебного действия WBC:

$$\tau^* = f \int_{\tau=0}^{\tau \leq \tau_{\text{max}}} \frac{a}{(t_3 - t_{\text{кр}})^n} d\tau, \quad (2)$$

где $a = 20$, $n = 2$ — константы позволяющие рассчитать время лечебного эффекта и эффективное время WBC в минутах.

Максимальная экспозиция WBC τ_{max} зависит от соблюдения условий гипотермической безопасности на поверхности тела $T_{i-1} > 271$ К и на границе жирового и мышечного слоев $T_{i=n_2} > T_{i=n_{\text{max}}} - 1 = 309$ К [1].

Процесс WBC должен обеспечить оптимальную интенсивность отвода теплоты с поверхности тела, при которой внутреннее и внешнее условия безопасности будут нарушены одновременно [1]. Интенсивность конвективного отвода теплоты пропорциональна разности температур газа и поверхности тела. Из-за ограничений наложенных условиями гипотермической безопасности, температура поверхности объекта изменяется сравнительно мало: $271 \leq T_0 \leq 306$ К, т.е. $\Delta T_0 \leq 35$ К. Температура газа может варьироваться в более широких пределах $T_0 = 90 \leq T_i \leq 190$ К. Диапазон выбора температуры газа в зоне WBC составляет $T_i \leq 100$ К.

Температура газа является основным варьируемым параметром технологии WBC. На кафедре КТиТСПГ Уни-

верситета ИТМО выполнены исследования зависимости расчетной величины эффективного времени WBC от температуры, в изотермических условиях $0 < \tau < \tau_{\max}$, $T_r = \text{const}$. Показано, что функция $\tau^* = f(T_r)$ имеет максимум при температуре 140 К [1]. Однако, на практике реализовать технологию квазистационарного WBC не представляется возможным по конструктивным и энергетическим причинам. Важнейшим фактором, нарушающим изотермичность зоны WBC, является проникновение более теплого газа из смежных объемов в момент входа пациентов в основную процедурную кабину.

На практике сложилось два способа защиты WBC от поступления теплоты с потоком более теплого воздуха из смежных объемов. В первом случае пациенты проникают в зону WBC через шлюзовую кабину, к которой поддерживается промежуточная температура, во втором случае пациент входит в кабину заполненную атмосферным воздухом, который затем вытесняется криогенным газом теплоносителем. Очевидно, что закон изменения температуры охлаждающего газа при использовании первого и второго способа существенно различается. Первый способ используется только в многоместных установках технологию криотерапевтических процедур можно назвать групповой WBC «group whole body cryotherapy» и обозначить аббревиатурой GWBC. Второй способ применяется только в одноместных установках, что позволяет называть его «individual whole body cryotherapy» IWBC.

Для реализации процедуры GWBS используются крупные криотерапевтические системы, в которых минимальная температура поддерживается только в одной секции (процедурной кабине), в которую пациент проникает через систему из одного или двух шлюзов. Для того чтобы пациенты могли перемещаться по полостям группового устройства размеры кабины и шлюзов должны быть достаточно велики, поэтому пациенты размещаются в них с малой компактностью. Удельная доля свободного пространства кабины и шлюзов GWBC устройства $\varepsilon = 96 \div 98\%$, на одного пациента приходится от 1 до 2 м³ свободного пространства [1, 8].

Устройства для IWBC появились только в конце XX века, поэтому при их разработке учитывались известные из практики эксплуатационные недостатки многоместных систем, прежде всего большие потери криогенного газа теплоносителя при входе-выходе пациентов. Для сокращения этих потерь, в устройствах для IWBC удельный объем свободного пространства существенно снижен, $\varepsilon \geq 84\%$, а на одного пациента приходится от 0,4 до 1,0 м³. Пациенты входят в кабину IWBC, заполненную атмосферным воздухом, а заполнение зоны WBC криогенным теплоносителем осуществляется после герметизации дверей процедурной кабины.

Температура газа в низкотемпературных полостях одноместных и в многоместных установок меняется по разным законам (см. рис. 1).

Закон изменения температуры при IWBC предельно прост: после начала процедуры, температура газа за 20–30 с достигает заданного минимального значения, затем IWBC протекает в квазиизотермическом режиме, $20 < \tau < \tau_{\max}$, $T_r = T_{\min} = \text{const}$. Температура газа в шлюзе и кабине устройства для GWBC изменяется значительно

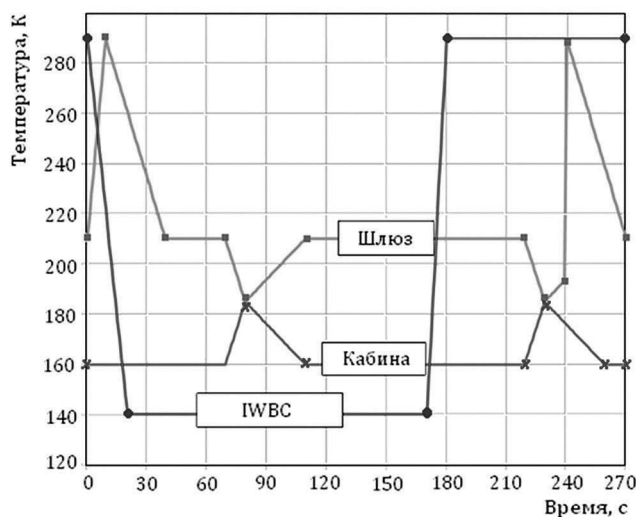


Рис. 1. Изменение температуры в многоместных и одноместных устройствах для WBC

Fig. 1. The temperature change in multi-seat and single devices for WBC

сложнее. Основной причиной изменений температуры является потеря криогенного теплоносителя с номинальной температурой при переходе пациентов из ОС в шлюз и из шлюза в кабину.

Из-за большой площади переходных люков, температура в шлюзе и кабине практически выравнивается, поэтому после герметизации объема температура устанавливается на номинальном уровне только спустя некоторое время, которое зависит от энерговооруженности системы криостатирования [8, 9, 10]. Данные, представленные на рис. 1, позволяют оценить амплитуду и скорость колебаний температуры в низкотемпературных полостях устройств для GWBC и IWBC. В многоместных устройствах амплитуда колебания температуры газа в шлюзе достигает 80 К с темпом 6 К/с. В объеме многоместной кабины колебания температуры не менее 30 К. В одноместной кабине температура однократно снижается на 160 К со скоростью 8 К/с [10]. При колебаниях серийные температурные датчики могут давать неверные показания из-за собственной тепловой инерции.

Наиболее достоверным средством измерения температуры криогенной газовой среды следует считать платиновые термометры сопротивления [10].

Термочувствительный элемент такого термометра помещен в металлическую колбу, заполненную диэлектрическим материалом. Существует несколько вариантов исполнения датчиков, которые различаются диаметром защитного кожуха из нержавеющей стали.

При построении математической модели датчика принято допущение о том, что датчик представляет собой монолитный металлический элемент различного диаметра. Диапазон варьирования диаметров выбран в соответствии с данными производителей [10] $0,5 \leq D_r \leq 8$ мм. Условные геометрические характеристики датчиков температуры, использованных в эксперименте, представлены в табл. 1

По мере роста диаметра датчиков, увеличивается его наружная поверхность, однако снижается теплопе-

Таблица 1

Условные геометрические характеристики стандартных датчиков сопротивления

Table 1

Conditional geometric characteristics of standard sensors resistance

Диаметр, мм	Теплопередающая поверхность, $\times 10^4 \text{ м}^2/\text{м}$	Удельная масса, $\times 10^3 \text{ кг}/\text{м}$	Удельная площадь, $\text{м}^2/\text{кг}$
0,5	15,7	1,5	1,03
1	31,4	6,1	0,51
5	157	153,1	0,10
8	251,2	391,9	0,06

редающая поверхность, отнесенная к единице массы датчика и соответственно возрастает его тепловая инерционность. Для оценки негативного влияния инерционности датчика на достоверность индикации температуры газа в устройствах для GWBC и IWBC, был выполнен вычислительный эксперимент. Моделировался процесс измерения температуры криогенной газовой среды резистивным датчиком с разной тепловой инерцией в условиях естественной и вынужденной конвекции.

Методы исследования

Упрощенная физическая модель датчика температуры, применяемая в вычислительном эксперименте, поясняется схемой измерений температуры, показанной на рис. 2. Датчик температуры представлен в виде монолитного стержня с диаметром D . Стержень находится в газовой среде, которая движется за счет естественной конвекции, побуждаемой разностью температур между датчиком и окружающей базовой средой (рис. 2, а), либо вынужденно с изменением скорости потока по заданному закону (рис. 2, б). Интенсивность теплового потока от поверхности датчика к газу определяется наружной поверхностью датчика, разностью температур и коэффициентом теплоотдачи $q_{г-д} = \alpha_{г-д} f (T_{г} - T_{д})$.

При естественной конвекции газа величина коэффициента теплоотдачи зависит от температуры газа и датчика. При вынужденной конвекции определяющее влияние на значение коэффициента теплоотдачи оказывает скорость вынужденной конвекции газа и температура газа.

Коэффициент теплоотдачи для схемы рис. 2, а — $\alpha_{г-д} = f(T_{г}, T_{д})$, для схемы рис. 2, б — $\alpha_{г-д} = f(\omega_{вк}, T_{г})$

Для вычисления текущей температуры датчика используется численное решение уравнения энергии для монолитного стержня

$$V\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = q_{г-д} + q_v \quad (1)$$

Изменение энтальпии датчика определяется двумя тепловыми потоками: конвективным теплоотводом с его поверхности $q_{г-д}$ и выделением теплоты внутри датчика q_v .

Выделение теплоты внутри датчика представляет собой так называемую «джоулеву теплоту» $q_v = I^2 R$.

Однако электрический ток через датчик мал по величине, поэтому внешний конвективный отвод много-

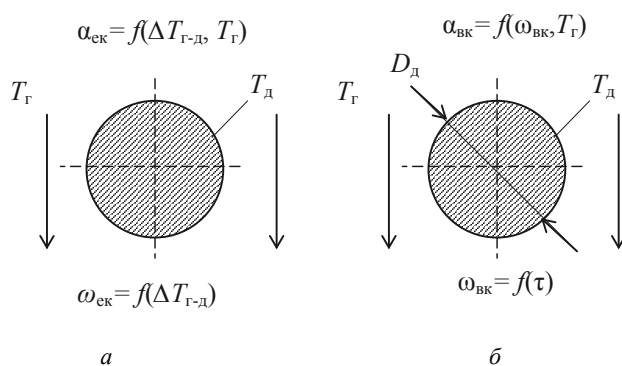


Рис. 2. Физическая модель резистивного датчика температуры
Fig. 2. Physical model of the resistive sensor of temperature

кратно тепловыделения в стержне $q_{г-д} \gg q_v$, можно пренебречь влиянием теплоты выделяемой внутри датчика $q_v = 0$, это позволяет сократить выражение и переписать формулу (1) в конечных разностях:

$$0,25 D_d \rho \frac{h' - h}{\Delta \tau} = q_{г-д} \quad (2)$$

Решая выражение (2) относительно нового значения энтальпии

$$h' = h + \frac{q_{г-д} \Delta \tau}{0,25 D_d \rho} \quad (3)$$

получаем выражение, пригодное для математического моделирования.

В случае естественной конвекции газа, коэффициент теплоотдачи может быть рассчитан с помощью выражения (4), в котором константы A, n, m определяют зависимости от величины $Pr_d \cdot Gr, Nu$

$$\alpha_{г-д} = Nu \cdot \lambda / D, \quad (4)$$

где $Nu = A (Gr \cdot Pr)^n (Pr / Pr_d)^m$.

При вынужденной конвекции критерий Нуссельта рассчитывается по известному числу Рейнольдса с учетом отношения критериев Прандтля, рассчитанных при температуре газа и температуре датчика:

$$Nu = A Re^n (Pr / Pr_d)^m \quad (5)$$

Для выполнения эксперимента применен пакет прикладных программ, обеспечивающих вычисление теплофизических свойств газа при различных температурах, а также для расчета температуры металла датчика по текущим значениям энтальпии металла.

Математический эксперимент выполнен в два этапа моделирование процесса измерения температуры в условиях естественной и вынужденной конвекции криогенного газа в зоне WBC.

Результаты исследований

На рис. 3 показан график изменения температуры газа в низкотемпературной камере устройства для GWBC. Номинальная температура газа в зоне WBC принята равной 160 К, что соответствует режиму современных мно-

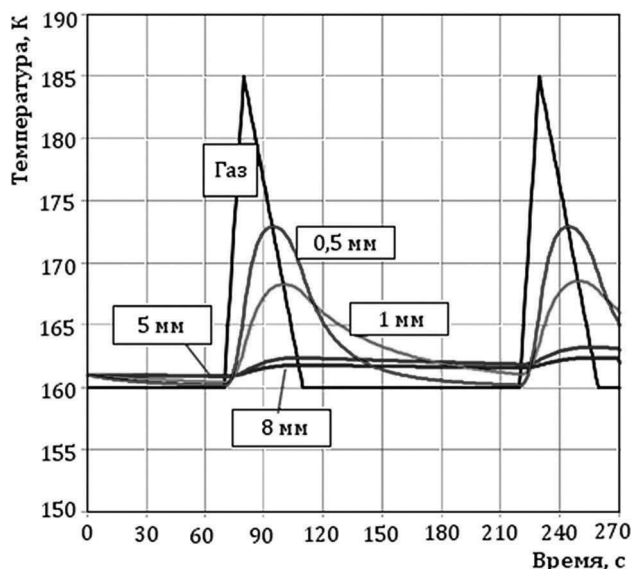


Рис. 3. Расчетные значения температуры датчиков разного диаметра в кабине многоместного устройства для WBC
 Fig. 3. Calculated values of temperature of sensors of different diameter in a cabin of the many-placed device for WBC

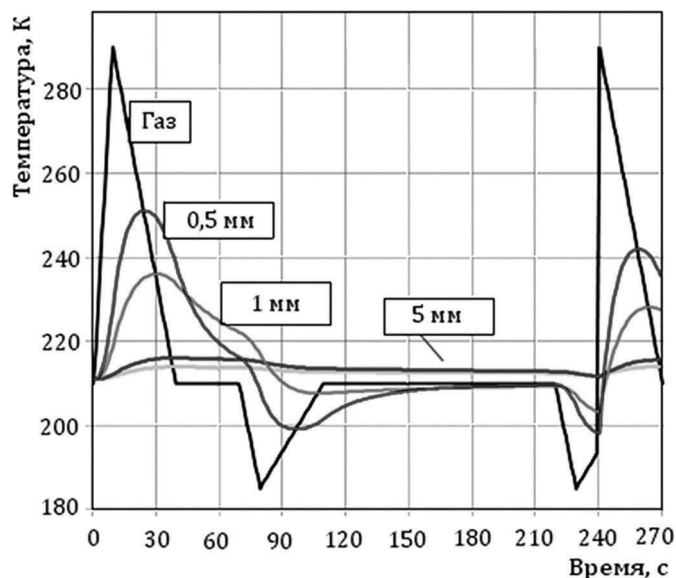


Рис. 4. Расчетные значения температуры датчиков разного диаметра в шлюзе многоместного устройства для WBC
 Fig. 4. Calculated values of temperature of sensors of different diameter in a lock of the many-placed device for WBC

гоместных аппаратов [3]. Моделирование изменения температуры газа, в соответствии с диаграммой, представленной на рис. 1, позволило получить зависимости $T_d = f(\tau)$ для датчиков разной толщины (рис. 4).

Из-за низкой эффективности естественно конвективного отвода теплоты и большой амплитуды изменения температуры газа в кабине WBC, только датчик с минимальным диаметром 0,5 мм регистрирует изменения температуры в кабине с удовлетворительным отставанием по времени. При этом температура материала датчика существенно отличаются от текущей температуры газа к зоне WBC. Максимальное расхождение показаний наблюдается через 75 с после начала сеанса WBC и составляет более 20 К.

Датчики с диаметром измерительной части 5,8 мм вообще не регистрируют скачков температуры в кабине, а в момент пребывания пациентов в основной низкотемпературной кабине ($100 < \tau < 220$ с) температура датчиков превышает истинное значение более чем 3 К.

Еще большие расхождения между текущей температурой газа и датчиков наблюдаются в шлюзовой камере установки для GWBC. Колебания газа в шлюзе еще больше по амплитуде и поэтому расхождения показаний датчиков и значений температуры газа еще больше, датчики с большим внешним диаметром не успевают отслеживать колебания температуры, показывают некоторое усредненное значение.

Материалы численного эксперимента объясняют распространенное мнение о стабильности температуры в аппаратах для GWBC [11, 12], так как система температурного мониторинга построенная на инерционных датчиках температуры может просто не регистрировать ее быстрые изменения.

Внутренний объем кабин для IWBC не превышает 1 м^3 [1] свободного пространства. Это позволяет быстро,

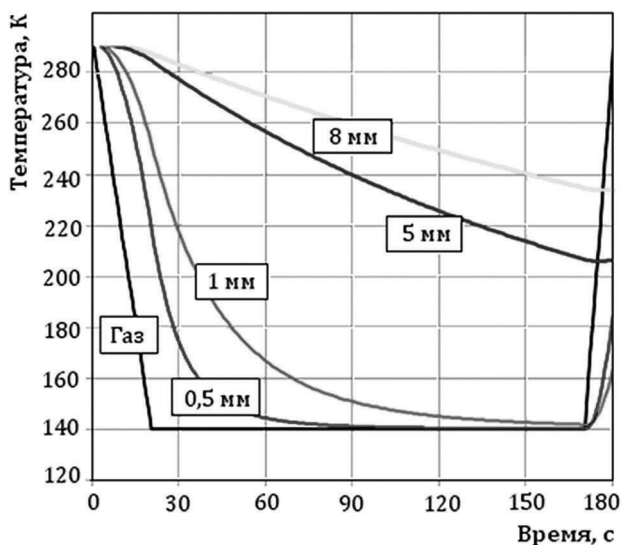


Рис. 5. Расчетные значения температуры датчиков разного диаметра в кабине для IWBC
 Fig. 5. Calculated values of temperature of sensors of different diameter in a cabin for IWBC

за 20–30 с, снижать температуру в зоне WBC от 290 до 140 К. В условиях быстрого изменения температуры газа отставание температуры датчиков существенно возрастает. Даже датчик с диаметром 0,5 мм достигает температур газа более 60 сек, а расчетная температура датчиков диаметром 5 и 8 мм к завершению процедуры превышала температуру газа на 60 К (рис. 5).

В связи со специфическим температурным режимом аппаратов для IWBC измерение температуры в естественно-конвективном режиме невозможна. Для повышения достоверности измерений охлаждение датчиков темпе-

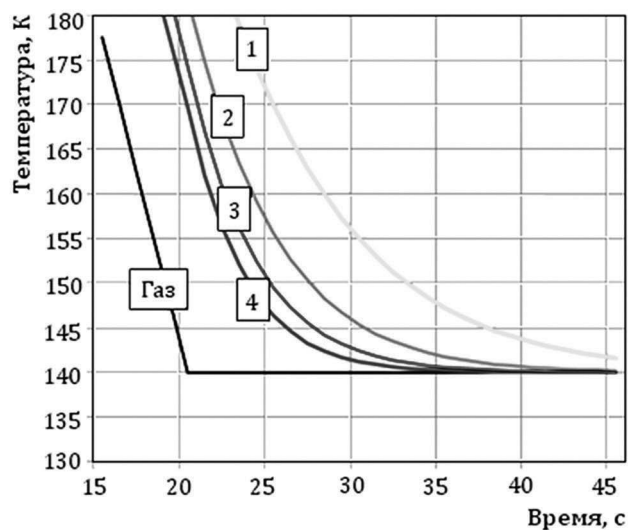


Рис. 6. Отставание температуры датчика диаметром 0,5 мм от температуры газа в условиях вынужденной конвекции газа со скоростью от 5 до 20 м/с; 1 — $\omega = 5$ м/с; 2 — $\omega = 10$ м/с; 3 — $\omega = 15$ м/с; 4 — $\omega = 20$ м/с

Fig. 6. The lag of the temperature sensor with a diameter of 0.5 mm from the gas temperature under the conditions of forced convection of gas at a speed of from 5 to 20 m/s; 1 — $\omega = 5$ m/s; 2 — $\omega = 10$ m/s; 3 — $\omega = 15$ m/s; 4 — $\omega = 20$ m/s

ратуры надо осуществлять в условиях вынужденной конвекции. Это подтверждают результаты численного эксперимента, показанные на рис. 6.

В ходе эксперимента скорость перемещения газа относительно датчика варьировалась диапазоне от 5 до 20 м/с. Несмотря на высокую скорость газа температура датчиков опустилась до номинального уровня 140 К только через 15–25 с после выходы устройства для IWBC на установившийся температурный режим.

Учитывая малую продолжительность сеанса IWBC ($\tau \leq 180$ с) датчики температуры необходимо располагать в потоке газа со скоростью не менее 20 м/с.

В аппаратах для IWBC измерение температуры с использованием датчиков размещенных непосредственно

в зоне WBC невозможно, так как по условиям безопасности пациента скорость перемещения газа не должна превышать 1 м/с [1].

Заключение

Результаты выполненных численных экспериментов показывают, что существует серьезная научно-техническая проблема достоверного мониторинга температуры в зоне WBC.

Особенно остро эта проблема стоит в аппаратах для GWBC, в которых наблюдаются значительные по амплитуде и скорости колебания температуры газа. Из-за тепловой инерции датчиков температуры и низкой скорости естественно-конвективного перемешивания газа внутри низкотемпературных достоверный мониторинг текущей температуры газа невозможен.

В устройствах для IWBC скорость движения газа теплоносителя не должна превышать 1 м/с, а датчики температуры перед началом процедуры омываются атмосферным воздухом. С учетом этих обстоятельств мониторинг температуры посредством датчиков, размещенных в зоне WBC, невозможно.

Для повышения достоверности измерений датчики температуры следует устанавливать в каналах подачи (отвода) газа в зону WBC, где скорость теплоносителя может превышать 20 м/с, что позволит синхронизировать температуру датчика и газовой среды.

Дополнительным преимуществом размещения датчиков вне зоны WBC является возможность уменьшения контакта датчиков с атмосферным воздухом в паузах между процедурными циклами.

При такой схеме измерения, температура газа в зоне WBC вычисляется как среднее арифметическое между температурой входящего и отводимого потоков теплоносителя.

Результаты анализа проведенных расчетов по мониторингу и контролю температуры в зоне WBC доказывают необходимость дальнейших исследований по обеспечению медицинских учреждений эффективными и безопасными аппаратами для WBC.

Литература

1. Баранов А. Ю. Низкотемпературные установки медицинского назначения. Ч. 1. Аппараты для общего криотерапевтического воздействия. — СПб.: Университет ИТМО, 2016. 178 с.
2. Баранов А. Ю., Малышева Т. А. Экспериментальная проверка результатов измерения температуры поверхности кожного покрова пациента до и после общего криотерапевтического воздействия // Лечебная физкультура и спортивная медицина. 2016. № 4 (136) С. 40–46.
3. Маханёк А. А., Левин М. Л., Драгун В. Л. Теплофизические аспекты общей газовой криотерапии // Вести НАН Беларуси. Сер. физ.-техн. наук. 2011. № 3. С. 59–71.
4. Панченко О. А. Криотерапия: монография. — К.: КВИЦ, 2013. 184 с.
5. Баранов А. Ю., Малышева Т. А. О выборе методики исследования эффектов общего криотерапевтического воздействия. // Биомедицина. 2015. № 2. С. 37–46.

References

1. Baranov A. Yu. Low-temperature installation for medical purposes. Part 1. Apparatus for common cryotherapeutic impact. SPb: University ITMO, 2016. 178 p. (in Russian)
2. Baranov A. Yu., Malysheva T. A. Experimental verification of the temperature measurements at the skin surface of the patient before and after the General cryotherapeutic influence. *Therapeutic exercise and sports medicine*. 2016. No. 4 (136) Pp. 40–46. (in Russian)
3. Makhaneck A. A., Levin M. L., Dragun V. L. Thermophysical aspects of total gas cryotherapy. *Vesti NAN of Belarus. Ser. Fiz.-tekhn. Sciences*. 2011. No. 3. P. 59–71.
4. Panchenko O. A. Cryotherapy. monograph. — K.: QUIZ, 2013. P. 184. (in Russian)
5. Baranov A. Yu., Malysheva T. A. On the choice of research methods effects total cryotherapeutic impact. *Biomeditsina*. 2015. No 2. p. 37–46. (in Russian)

6. Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K. The analgesic effects of $-170\text{ }^{\circ}\text{C}$ whole body cryotherapy on rheumatoid arthritis (R. A.); curable // IASP, Pain, 1987, Vol. 30, Supplement 1, P. 261.
7. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A. Clinical effects of $-170\text{ }^{\circ}\text{C}$ whole body cryotherapy (W. B. C. T.) on steroid dependant chronic diseases // Journal of Steroid Bio-chemistry, 1986, Vol. 25, Supplement 1, P. 25.
8. Баранов А. Ю., Синькова В. А., Осина А. Энергетические и конструктивные условия эффективности аппаратов для общего криотерапевтического воздействия // Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2017. № 4 (43). С. 25–33.
9. Баранов А. Ю., Малышева Т. А., Савельева А. В., Сидорова А. Ю. Перенос теплоты в объекте общего криотерапевтического воздействия // Вестник Международной академии холода. 2012. № 2. с. 35–40.
10. Баранов А. Ю., Малышева Т. А. Моделирование процесса охлаждения поверхности кожного покрова пациента // Вестник Международной академии холода. 2017. № 1. С. 84–88.
11. Guillaume G. La cryothérapie corps entire. Expérience d'une équipe cycliste professionnelle // Médecins du sport. 2014. No 114. P. 13–25.
12. Poppendieck W., Faude O., Wegmann M., Meyer T. Cooling and Performance Recovery o Trained Athletes: A Meta-Analytical Review // International Journal of Sports Physiology and Performance. 2013. No 8. p. 227–242.
6. Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K. The analgesic effects of $-170\text{ }^{\circ}\text{C}$ whole body cryotherapy on rheumatoid arthritis (R. A.); curable // IASP, Pain, 1987, Vol. 30, Supplement 1, P. 261.
7. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A. Clinical effects of $-170\text{ }^{\circ}\text{C}$ whole body cryotherapy (W. B. C. T.) on steroid dependant chronic diseases // Journal of Steroid Bio-chemistry, 1986, Vol. 25, Supplement 1, P. 25.
8. Baranov A. Yu., Sin'kova V. A., Osina A. Energy and structural conditions of effectiveness of devices for common cryotherapeutic impact. *Vestnik Dagestanskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta. Tekhnicheskie nauki.* 2017. No 4 (43). p. 25–33. (In Russian)
9. Baranov A. Yu., Malysheva T. A., Savel'eva A. V., Sidorova A. Yu. The heat transfer in the object of General cryotherapeutic influence. *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda.* 2012. No 2. p. 35–40. (In Russian)
10. Baranov A. Yu., Malysheva T. A. Modelling of process of cooling the skin surface of the patient. *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda.* 2017. No 1. p. 84–88. (In Russian)
11. Guillaume G. La cryothérapie corps entire. Expérience d'une équipe cycliste professionnelle. *Médecins du sport.* 2014. No 114. P. 13–25.
12. Poppendieck W., Faude O., Wegmann M., Meyer T. Cooling and Performance Recovery o Trained Athletes: A Meta-Analytical Review. *International Journal of Sports Physiology and Performance.* 2013. No 8. p. 227–242.

Сведения об авторах

Баранов Александр Юрьевич

д. т. н., заведующий кафедрой криогенной техники и технологий сжиженного природного газа Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9, abaranov@corp.ifmo.ru

Иванов Владислав Иванович

д.т. н., профессор кафедры криогенной техники и технологий сжиженного природного газа Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9, vl_iv.9391@mail.ru

Осина Анастасия

магистрант кафедры криогенной техники и технологий сжиженного природного газа Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9, ossina.anastasiya@gmail.com

Синькова Валентина Алексеевна

магистрант кафедры криогенной техники и технологий сжиженного природного газа Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, sinkova.tinok@gmail.com

Шестакова Ольга Александровна

аспирант кафедры криогенной техники и технологий сжиженного природного газа Университета ИТМО, 191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9, oashestakova@corp.ifmo.ru

Information about authors

Baranov Aleksandr Yurevich

D. Sc., head of Department of Cryogenic technique and technologies liquefied natural gas of ITMO University, 191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9, abaranov@corp.ifmo.ru

Ivanov Vladislav Ivanovich

Ph.D., professor of Department of Cryogenic technique and technologies liquefied natural gas of ITMO University, 191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9, vl_iv.9391@mail.ru

Osina Anastasiia

undergraduate of Department of Cryogenic technique and technologies liquefied natural gas of ITMO University, 191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9, ossina.anastasiya@gmail.com

Sinkova Valentina Alekseevna

undergraduate of Department of Cryogenic technique and technologies liquefied natural gas of ITMO University, 191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9, sinkova.tinok@gmail.com

Shestakova Olga Aleksandrovna

graduate student of Department of Cryogenic technique and technologies liquefied natural gas of ITMO University, 191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9, oashestakova@corp.ifmo.ru