

УДК 621.6.05

ВЫБОР АЛГОРИТМА ПОДАЧИ ЖИДКОГО АЗОТА В БЛОК ОХЛАЖДЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ КРИОСАУНЫ

Баранов В.А., Баранов И.В., Иконникова А.Ю.,
Национальный исследовательский университет ИТМО

Одноместная криотерапевтическая установка (криосауна) использует для покрытия тепловой нагрузки теплоотводящую способность жидкого азота. Азот поступает в криосауну от внешних источников: криогенных сосудов объемом от 0,025 до 5,5 кубических метров. Действующие криосауны отбирают жидкий азот в дискретном режиме, который формируется с помощью контроллеров времени. В статье исследуется влияние алгоритма подачи жидкости на энергоэффективность системы дистанционной подачи жидкого азота.

Ключевые слова: жидкий азот, криосауна, криогенный сосуд, транспортная цистерна, криогенный трубопровод.

Общая криотерапия ОКТ высокотехнологичная не медикаментозная физиотерапевтическая процедура, обеспечивающая восстановительное лечение ряда социально значимых заболеваний [1,2,3]. Лечебный эффект ОКТ достигается за счёт организации кратковременного контакта всей поверхности кожи пациента с криогенным газом [1,4]. Температура газа в зоне ОКТ должна быть не выше -130°C [4]. Для проведения процедур ОКТ используют специальные низкотемпературные устройства. В Университете ИТМО много лет ведётся разработка индивидуальных аппаратов для проведения процедур ОКТ (криосаун) [5]. Одноместная криотерапевтическая установка (криосауна) использует для покрытия тепловой нагрузки теплоотводящую способность жидкого азота.

Отличительной особенностью процедур ОКТ является высокая интенсивность отвода теплоты с поверхности тела пациента. В среднем за процедуру тепловой поток удельный тепловой поток составляет не менее $3,5 \text{ кВт/м}^2$. Суммарное количество теплоты отведенное от поверхности тела пациента составляет 600 кДж [1,6]. С учетом дополнительного подвода теплоты от поверхности теплового ограждения и атмосферным воздухом при заполнении процедурной кабины, суммарное количество теплоты, отводимое к потоку жидкого азота составляет не менее 1090 кДж [1,6].

Затраты жидкого азота за одну процедуру составляет не менее 5 кг. Наибольшее количество жидкого азота расходуется в момент заполнения процедурного пространства парами жидкого азота (криоагента). По требованиям безопасности пациента эта фаза процедуры должна

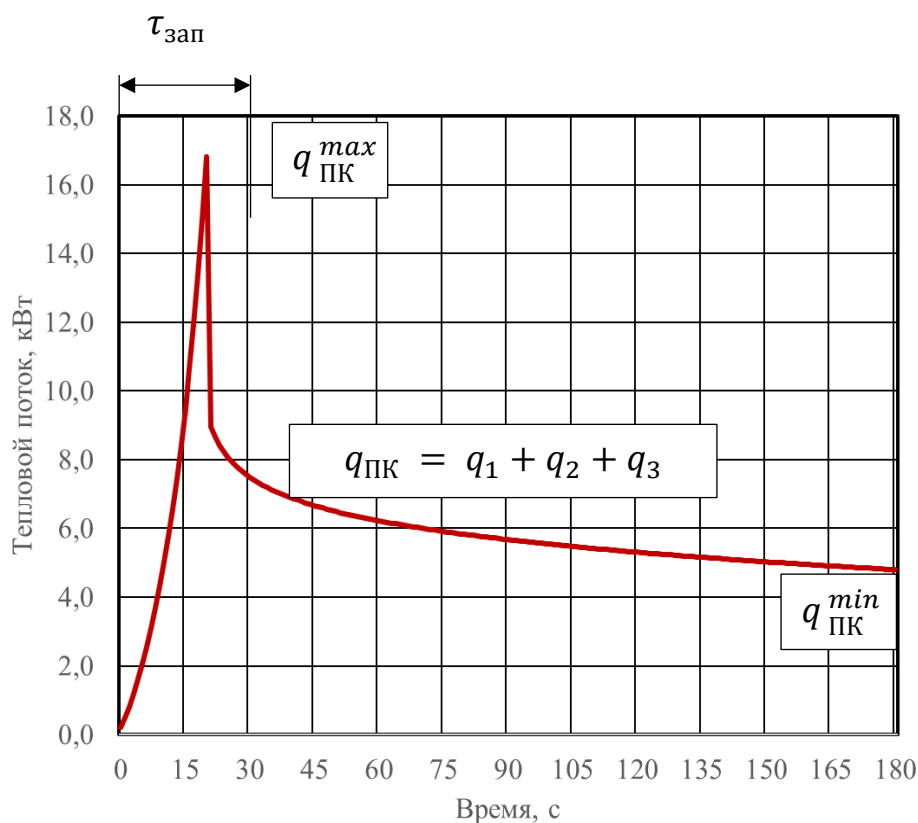


Рисунок 1. График изменения тепловой нагрузки на систему охлаждения криосауны за один процедурный цикл [1].

продолжаться не более 30 секунд [7] . При этом только на заполнение объема процедурной кабины ($0,5 \text{ м}^3$) расходуется около 1 кг криоагента [6] .

Жидкий азот поступает в криосауну от внешних источников: криогенных сосудов объемом от $0,025$ до $5,5 \text{ м}^3$ [5]. Выбор объема сосуда используемого в качестве источника криоагента зависит от пропускной способности криосауны. Первоначально конструкция криосауны и алгоритм подачи криоагента в систему охлаждения разрабатывались применительно для сосудов малого объема ($0,025 \text{ м}^3$) [8]. Сосуды этого типа во время проведения процедур устанавливались в заправочное устройство криосауны и использовались как сменный элемент системы охлаждения. Жидкий азот вытеснялся из объема сосуда в систему охлаждения короткими импульсами продолжительностью более 5 секунд, затем подача прекращалась на 15-20 секунд. Система охлаждения криосауны имеет расходную емкость в которую подается азот из криогенного сосуда. Эта емкость аккумулирует порции азота поступающие от внешнего источника [1]. Система охлаждения отбирает жидкий азот из промежуточной емкости в зависимости от интенсивности подводом теплоты в объем процедурной кабины. При таких условиях алгоритмы подачи криоагента в расходную емкость должен обеспечивать поддержание некоторого постоянного запаса жидкого азота в системе

охлаждения. Для выполнения этого условия, интегральная подача криоагента из внешнего источника систему охлаждения должна превышать фактические затраты криоагента на покрытие тепловой нагрузки:

$$G_{\text{под}} > G_{\text{расх}} = \frac{q_{\text{ПК}}}{r_A'' + c_p (T_{\text{ПК}} - T_A'')} \quad (1)$$

где $q_{\text{ПК}}$ -тепловая нагрузка на систему охлаждения процедурной кабины, r_A'' -теплота парообразования в жидкого азота при атмосферном давлении, $T_{\text{ПК}}$ - текущая температура теплоносителя в процедурной кабине, T_A'' - температура насыщенных паров жидкого азота при атмосферном давлении, c_p - изобарная теплоемкость азота при температуре процедурной кабины.

Тепловая нагрузка на систему охлаждения процедурной кабины складывается из трех компонентов: теплоты поступающей в объем кабины с поверхности тела пациента q_2 , теплоты выделяемой с поверхности теплового ограждения q_3 и теплоты внесенной в систему охлаждения потоком атмосферного воздуха в момент первичного заполнения кабины кондиционным теплоносителем q_1 :

$$q_{\text{ПК}} = q_1 + q_2 + q_3 \quad (2)$$

Все три слагаемых тепловой нагрузке на систему охлаждения существенно изменяются по ходу процедуры. Подвой теплоты с потоком атмосферного воздуха наблюдается только в первые 30 с процедурного режима криосауны. Затем отбор воздуха из атмосферы систему охлаждения прекращается. Интенсивность подвода теплоты с поверхности тела пациента и теплового ограждения кабины зависит от разности температур между теплоносителем и поверхностью. Из-за изменения температуры теплоисточников интенсивность этих двух потоков также существенно снижается. Переменный характер тепловой нагрузки на систему охлаждения иллюстрирует график представленные на рисунке 1 [1].

Тепловой поток поступающий в систему охлаждения в течение первых 30 с работы в процедурном режиме значительно выше тепловой нагрузки которая наблюдается в последующий период работы.

Действующие криосауны отбирают жидкий азот в дискретном режиме, который формируется с помощью контроллеров времени или с помощью датчика уровня криоагента в системе охлаждения.

При использовании циклического алгоритма подачи необходимо обеспечить условия при которых количество жидкого азота поступающего систему охлаждения превышает текущий расход криоагента за счёт покрытия тепловой нагрузки

$$g_{\text{под}} \geq g_{\text{расх}} \quad (3)$$

Система выдачи жидкого азота из сосудов малого объема Подает к реагент с расходом 0,1 кг/с, Короткими импульсами по 3 с. Пауза между циклами подачи составляет 17 с. Всего за одну процедуру в систему охлаждения криосауны из сосуда вытесняется 6 кг криоагента.

Как видно из графика представленного на рисунке 1, после заполнения

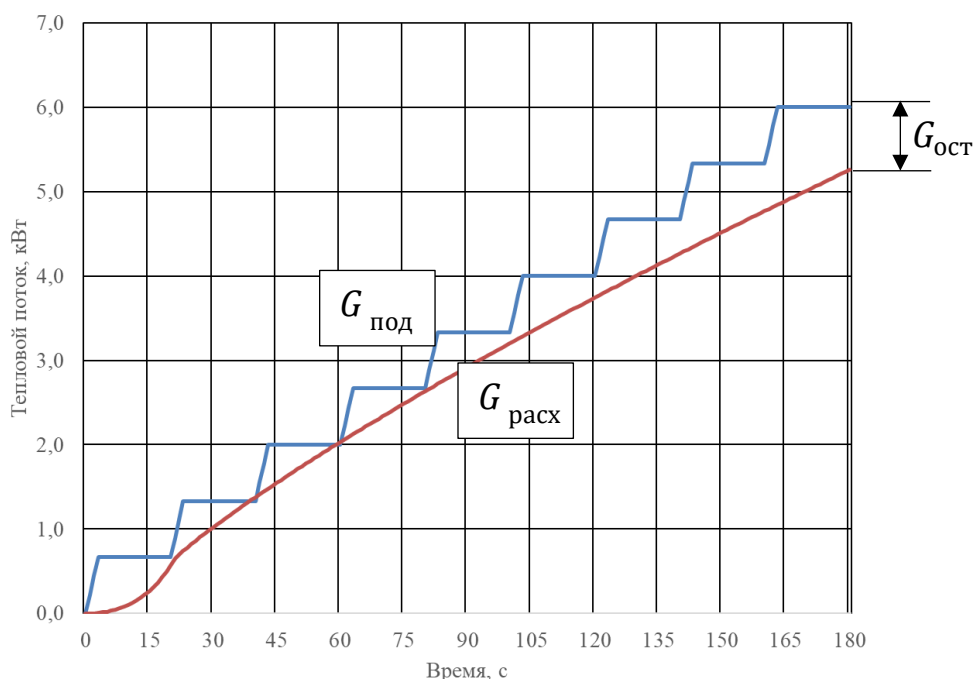


Рисунок 2. График изменения соотношения количества поданного $G_{\text{под}}$ и израсходованного $G_{\text{расх}}$ криоагента.

процедурной кабины теплоносителем с номинальной температурой тепловая нагрузка на систему охлаждения существенно снижается. В этих условиях к концу процедуры циклическая подача криоагента может существенно превышать текущий расход жидкого азота в системе охлаждения.

$$\text{if } \tau_{\text{проц}} > 120 \text{ с then } g_{\text{под}} \gg g_{\text{расх}} \quad (4)$$

График представлены на рисунке 2 иллюстрируют суммарное количество криоагента поданного в систему охлаждения и количество криоагента затраченное на покрытие тепловой нагрузки на разных этапах процедуры.

Из графика видно что в момент заполнения кабины теплоносителем расход к реагента в системе подачи незначительно превышает затраты к

реагентов системе охлаждения. К концу процедуры в системе охлаждения остается неиспользованный остаток криоагента. Масса неиспользованного крио агента составляет примерно 1 кг. Система охлаждения криосауны в поддерживает в расходной емкости небольшое разряжение, которое не позволяет жидкому азоту стекать сосуда малого объема. Но, по завершению процедуры разряжение в расходной емкости исчезает, поэтому излишки криоагента свободно стекают в сосуд Дьюара размещенный ниже системы охлаждения криосауны.

В случае использования в качестве источника жидкого азота сосудов большого объема, например транспортных цистерн вместимостью до 5,0 м³ возврат излишков криоагента организовать невозможно, поэтому схема управления подачей азота была изменена.

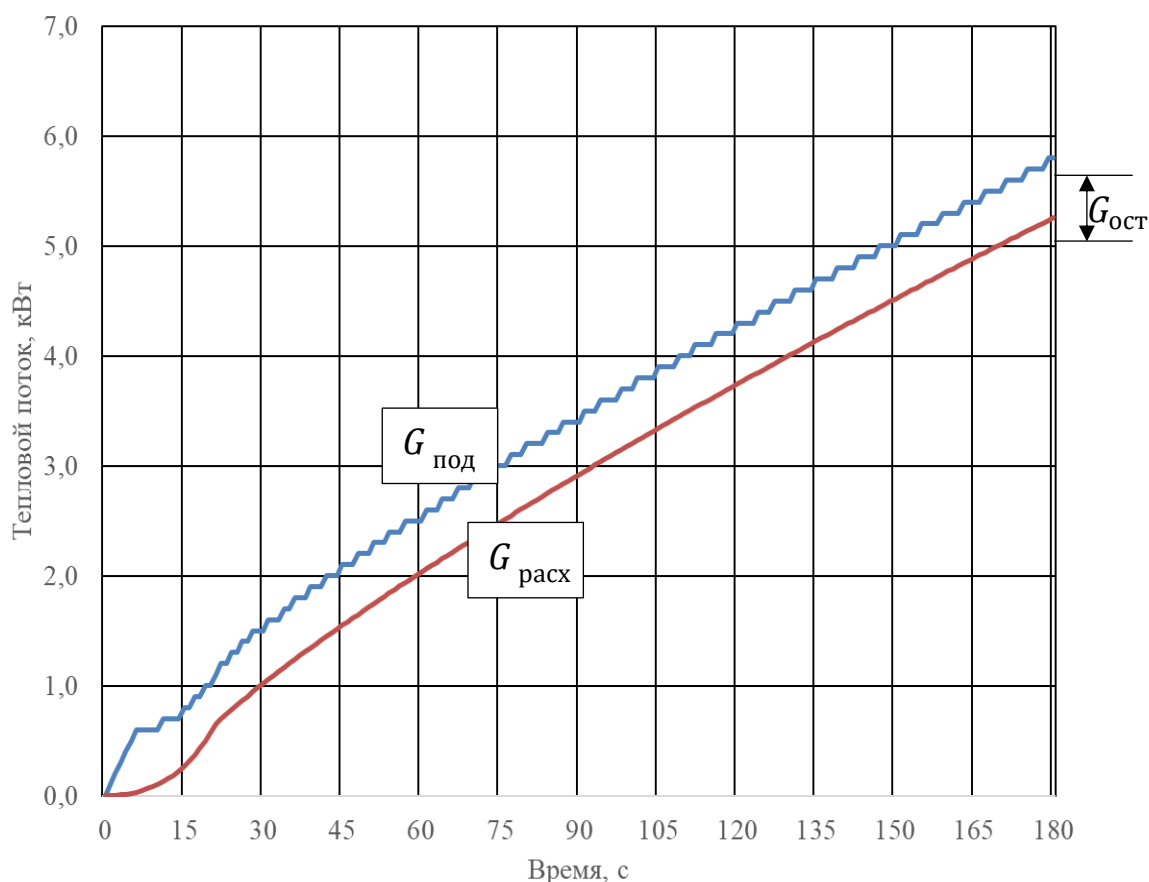


Рисунок 3. График изменения соотношения количества поданного $G_{\text{под}}$ и израсходованного $G_{\text{расх}}$ криоагента при использовании датчика уровня жидкого азота в системе охлаждения криосауны.

Вместо реле времени периодически возобновляющего подачу азота был использован датчик уровня, который размещался в расходной емкости системы охлаждения. При достижении определенного уровня криоагента в расходной емкости датчик уровня подорвал сигнал о прекращении подачи жидкого азота, а при падении уровня криоагента ниже заданной отметки подача жидкого азота возобновляется.

Алгоритм подачи жидкого азота систему охлаждения формировался по результатам соотношения пропускной способности трубопровода и расхода жидкого азота в системе охлаждения.

Выбирая уровень заполнения расходной емкости системы охлаждения криосауны жидким азотом, можно поддерживать в системе охлаждения криосауны в момент остановки криосауны определенное количество неиспользованного жидкого азота $G_{ост}$.

При этом следует учитывать то, что дистанционная подача жидкого азота из транспортных цистерн большого объема используется в тех случаях, когда за одну низкотемпературную кампанию криосауны выполняется более 50 процедур общего криотерапевтического воздействия. В таких условиях переходящий остаток жидкого азота в расходной емкости улучшает стартовые условия работы системы охлаждения, так как на момент очередного запуска в ней уже содержится некоторое количество криоагента.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Совершенствование конструкции одноместных криотерапевтических комплексов (криосаун) желательно осуществлять с выполнением требований по унификации алгоритмов управления отдельными системами устройства. Использование датчика уровня жидкого азота в системе охлаждения криосауны позволяет эксплуатировать криотерапевтическую установку при снабжении жидким азотом от криогенных транспортных цистерн большого объема, которые используются для приобретения криоагента оптовыми партиями с доставкой специализированным транспортом производителя. Такая схема снабжения жидким азотом наиболее приемлемым при большой пропускной способности криотерапевтического комплекса.

ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Seyam S. Low-temperature Technologies. Ch 8. Technique and Technology of Whole-Body Cryotherapy (WBC) / Alexander Baranov, Oleg Pakhomov, Alexander Fedorov, Vladimir Ivanov, Andrew Zaitsev, Ruslan Polyakov, IET - 2020 DOI: 10.5772/intechopen.83680
2. Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K., The analgesic effects of -170°C whole body cryo-therapy on rheumatoid arthritis (R.A.); curable/ IASP, Pain, Volume 30, Supplement 1, 1987, Page S261.
3. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A., Clinical effects of -170°C whole body cryotherapy (W.B.C.T.) on steroid dependant chronic diseases// Journal of Steroid Bio-chemistry, Volume 25, Supplement 1, 1986, Page 25.
4. Соколова Е.В., Баранов А.Ю., Баранов И.А., Баранов В.А. Основы эффективности криотерапевтического оборудования // Физиотерапия,

- бальнеология и реабилитация - 2024. - Т. 23. - № 3. - С. 113-125. doi: 10.17816/rjpbr630030
5. 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
 6. Баранов А.Ю., Соколова Е.В., Баранов В.А., Баранов И.А. Использование жидкого азота в одноместных криотерапевтических установках российского производства // Холодильная техника - 2024. - Т. 113. - № 3. - С. 120-130. DOI: 10.17816/RF643101
 7. Баранов А.Ю., Баранов В.А., Выбор схемы криотерапевтической установки, Холодильная техника. 2007. № 10. С. 42-45. DOI: 10.17816/rjpbr630030
 8. A. Vasilenok, A. Baranov, T. Malysheva, The cost of liquid nitrogen for WBC sessions, IOP Conference Series Materials Science and Engineering 826(1):012014, May 2020, DOI: 10.1088/1757-899X/826/1/012014