

Для цитирования: Глушаев А.В., Замарашкина В.Н., Малышева Т.А., Соколова Е.В. Криохирургический инструмент, охлаждаемый потоком недогретого жидкого азота. Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2019;46 (1):19-31. DOI:10.21822/2073-6185-2019-46-1-19-31

For citation: Glushaev A.V., Zamarashkina V.N., Malysheva T.A., Sokolova E.V. Cryogenic instrument refrigerating by liquid nitrogen in underheated conduction. Herald of Daghestan State Technical University. Technical Sciences. 2019; 46 (1):19-31. (In Russ.) DOI:10.21822/2073-6185-2019-46-1-19-31

ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ, МЕТАЛЛУРГИЧЕСКОЕ И ХИМИЧЕСКОЕ МАШИНОСТРОЕНИЕ

УДК 621.593

DOI: 10.21822/2073-6185-2019-46-1-19-31

КРИОХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ, ОХЛАЖДАЕМЫЙ ПОТОКОМ НЕДОГРЕТОГО ЖИДКОГО АЗОТА

Глушаев А.В.⁴, Замарашкина В.Н.², Малышева Т.А.¹, Соколова Е.В.³

¹⁻⁴Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики (Университет ИТМО),
¹⁻⁴190001, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова 9, Россия,

¹e-mail: mta61@yandex.ru, ²e-mail: qwe_zam@mail.ru,

³e-mail: katena-log@mail.ru, ⁴e-mail: lorencia48155@gmail.com

Резюме. Цель. Для проведения абляции опухолей успешно применяют криогенные хирургические инструменты. Длительное время процедуры криоабляции в России проводили при помощи криодеструкторов, охлаждаемых жидким азотом, которые способны отводить теплоту от объекта абляции с высокой плотностью теплового потока и быстро формировать зону криоабляции, при этом относительно дешевы и просты в эксплуатации. Однако эти инструменты оказались не пригодны для малоинвазивных операций, поэтому их вытесняют из практической медицины криохирургические инструменты охлаждаемые за счет дросселирования газообразного аргона. Это и обусловило цель исследования - выбор аппаратуры для организации локального переохлаждения патологической ткани. **Метод.** Для решения задачи оптимизации криогенного трубопровода был выбран метод поиска Парето-оптимального решения. Для решения данной задачи достаточно повысить давление в потоке жидкости направляемой в NCS при помощи жидкостного микронасоса. В роли критериев качества в данной задаче выбраны: мощность гидравлических потерь и мощность тепловых потерь. **Результат.** Получены следующие результаты: минимальное давление в сосуде, обеспечивающее движение жидкости в однофазном состоянии по магистрали длиной 1 м составляет 0,75 МПа; при таком давлении через магистраль диаметром 1 мм поддерживается расход жидкости до 6 кг/ч; теплоотводящая способность инструмента достигает 608 Вт. Тепловая нагрузка на систему охлаждения теплоотводящего устройства аппарата для СА носит нестационарный характер и формируется за счет аккумулированного в тканях пациента запаса теплоты. **Вывод.** Использование в криохирургической аппаратуре жидкого азота в недогретом состоянии позволяет преодолеть отмеченные недостатки жидкостных криодеструкторов.

Ключевые слова: криоабляция, жидкий азот, поток недогретой жидкости, теплота, тепловой поток

POWER, METALLURGICAL AND CHEMICAL MECHANICAL ENGINEERING
CRYOGENIC INSTRUMENT REFRIGERATING BY LIQUID NITROGEN
IN UNDERHEATED CONDUCTION

Aleksey V. Glushaev⁴, Veronika N. Zamarashkina², Tatyana.A. Malysheva¹, Ekaterina V. Sokolova³

¹⁻⁴Saint Petersburg National Research University of Information Technologies,
Mechanics and Optics (ITMO University),

¹⁻⁴9 Lomonosov Str., St. Petersburg 9190001, Russia,

¹e-mail: mta61@yandex.ru, ²e-mail: qwe_zam@mail.ru,

³e-mail: katena-log@mail.ru, ⁴e-mail: lorencia48155@gmail.com

Abstract Objectives Cryogenic surgical instruments have been successfully used to conduct tumor ablation. For a long time, cryoablation procedures in Russia were carried out using cryo-destructors cooled with liquid nitrogen, which are able to remove heat from the ablation object with high heat flux density and quickly form a cryoablation zone, while being relatively cheap and easy to operate. However, these instruments turned out to be unsuitable for minimally invasive surgeries; therefore, they are squeezed out of practical medicine and cryosurgical instruments are cooled by throttling argon gas. This led to the purpose of the study - the choice of equipment for the organization of local supercooling of pathological tissue. **Method.** To solve the problem of optimizing the cryogenic pipeline, a method was chosen for finding the Pareto-optimal solution. To solve this problem, it is sufficient to increase the pressure in the fluid flow directed to the NCS using a liquid micropump. In the role of quality criteria in this task, we selected: hydraulic loss power and heat loss power. **Result.** The following results were obtained: the minimum pressure in the vessel, which ensures the movement of the fluid in a single-phase state, according to the magi-line of 1 m length is 0.75 MPa; With this pressure, through a line with a diameter of 1 mm, the flow rate is maintained up to 6 kg / h; heat dissipation ability of the instrument reaches 608 watts. The thermal load on the cooling system of the heat-dissipating device of the device for CA is unsteady and is formed due to the heat reserve accumulated in the patient's tissues. **Conclusion.** The use of liquid nitrogen in the undersized cryosurgical equipment makes it possible to overcome the noted drawbacks of liquid cryodestructors.

Keywords: cryoablation, liquid nitrogen, underheated liquid flow, heat, heat flow

Введение. Технология разрушающего криохирургического (КХ) воздействия основана на локальном переохлаждении патологической ткани до температуры, при которой в клетках происходят необратимые повреждения [1,2]. После успешного разрушающего КХ воздействия в патологическом органе развивается процесс крионекроза. Крионекроз обеспечивает естественное отторжение и удаление патологической ткани без использования традиционных хирургических приемов [3-7]. Локальное переохлаждение тканей тела пациента для формирования в нем зоны крионекроза получило международное обозначение криодеструкция (cryoablation (CA)). Это название точнее отражает суть кримедицинской технологии, так как во время операции СА достигается только разрушение патологических клеток [8,9].

Ранее методику разрушающего криотерапевтического воздействия называли криохирургией. На практике это незначительное отличие в терминах приводило к ряду тяжелых последствий, так как хирургические манипуляции предполагают удаление патологического органа во время операции. Следуя такой логике, технологию СА использовали для механического удаления патологической ткани, что достаточно часто приводило к тяжелым негативным последствиям. До сегодняшнего дня существуют области медицины, где методика СА практически не используется из-за большого объема негативной информации, полученной при неправильном использовании криодеструкции. К таким областям медицины можно отнести гинекологию. Из-за специфики проведения криоабляции на слизистых поверхностях репродуктивных органов, механическое удаление замороженных новообразований (кондилом, папиллом, миом) может стать причиной тяжелых и длительных кровотечений. Замена определения «криохирургия» термином «криоабляция» имеет важное значение для предупреждения подобных эксцессов.

Основным разрушающим фактором СА является степень переохлаждения патологической ткани. Распространено мнение о том, что гарантированный крионекроз тканей обеспечивается при переохлаждении до температуры ниже -26°C [10]. Неясно насколько обосновано это утверждение, так как температура кристаллизации эвтектического раствора NaCl в воде несколько выше $-21,2^{\circ}\text{C}$. Для постановки теплофизической задачи СА можно использовать минимальное значение температуры, то повысит разрушающее действие криогенного фактора.

Постановка задачи. Определяющее влияние на эффективность использования СА оказывает выбор аппаратуры для организации локального переохлаждения [12,13]. Все известные методики СА сформировались с использованием аппаратов охлаждаемых жидким азотом. Эти аппараты просты по конструкции и относительно дешевы, благодаря этому получили распространение в XX веке. Клиническая практика СА показала, что у аппаратов с азотной системой охлаждения (АСО) имеются существенные недостатки, которые не позволяют использовать их при проведении малоинвазивных операций. Для таких операций были разработаны СА аппараты с дроссельной системой охлаждения (ДСО).

В данный момент на рынке медицинской техники в России, Японии и странах Западной Европы обозначился явный лидер продаж криохирургического оборудования – это импортные устройства, которые используют для отвода тепловой нагрузки эффект дросселирования сжатого газа [14].

Большинство современных исследований в области технологий СА связано с аппаратами, использующими ДСО. Однако полный отказ от аппаратов АСО значительно уменьшает сферу применения технологии СА, так как ДСО обладают сравнительно низкой теплоотводящей способностью. Это объясняется тем, что при дросселировании криогенных газов поглощается сравнительно мало теплоты.

Очевидно, что наибольшей теплоотводящей способностью обладают аппараты, использующие для покрытия тепловой нагрузки теплоту фазового перехода жидкого криоагента [15]. Теплота парообразования жидкого азота составляет 199 кДж/кг. Испарение 1 кг жидкого азота позволяет переохладить до температуры крионекроза около 1 кг патологической ткани. Сравнивая жидкостные аппараты с дроссельными, нужно отметить, что эти системы имеют один существенный недостаток: большой диаметр трубопровода подачи жидкого криоагента от стационарного источника в контактный теплообменник. Этот недостаток был преодолен в портативных устройствах, но из-за малой емкости источника криоагента они имеют малый ресурс и не поддаются автоматизации. Достаточно очевидна потребность в поиске новых технологических решений, способных компенсировать недостатки аппаратов с АСО.

Методы исследования. Принцип действия системы охлаждения аппарата для криоабляции СА поясняет схема (рис. 1).

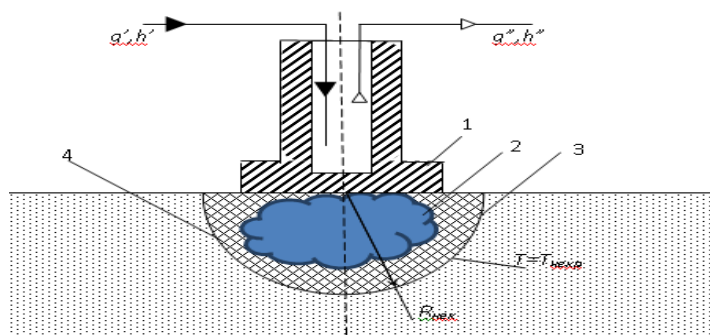


Рис. 1. Принципиальная схема азотной системы охлаждения криохирургических аппаратов
Fig. 1. Principle diagram of the nitrogen cooling system of cryosurgical apparatus

Устройство для отвода теплоты 1, находится в тепловом контакте с объектом СА 2. Отвод теплоты от поверхности объекта 2 формирует в теле пациента изотермическую поверхность 3 с температурой равной температуре крионекроза $T_{\text{некр}}$.

Объем ограниченный поверхностью 3 больше объема паталогического объекта 2. Соотношение объемов V_2/V_3 характеризует качество криоабляции. В идеальном случае $V_2/V_3=1$. На практике такой результат недостижим, но так как только часть клеток в зоне ограниченной поверхностью 3 относится к объекту 2, надо стремиться к минимальному повреждению здоровых клеток.

В устройство отвода теплоты 1 подается поток жидкого азота или сжатого газа после дросселирования g' . Жидкая фракция потока g' за счет кипения отводит теплоту от устройства 1. При этом теплосодержание потока g' повышается от h' до h'' . Пары рабочего вещества, поток g'' , удаляются из полости устройства 1 по линии отвода паров.

Поток теплоты отведенной системой охлаждения составляет:

$$q_{SC} = g'(1 - x) \cdot r' \quad (1)$$

где r' – теплота парообразования рабочего вещества, кДж/кг, x – степень сухости потока рабочего вещества поступающего в устройство 1.

Мощность потока отводимой теплоты отводимого АСО или ДСО зависит от расхода вещества g' , степени сухости потока x и теплоты парообразования r' . Можно сравнить АСО или ДСО по этим параметрам.

Расход потока рабочего вещества g' зависит от допустимой скорости ω' , плотности потока ω' и площади поперечного сечения f трубопровода подачи:

$$g' = f\omega'p'. \quad (2)$$

Допустимая скорость потоков криогенной жидкости и сжатого газа составляет 5 м/с. Плотность жидкого азота 802 кг/м³, плотность сжатого аргона при давлении 40,0 МПа и температуре 293 К составляет 770 кг/м³. При равной площади сечения трубопровода подачи материальный рабочий вещества в АСО и ДСО примерно одинаков.

Для потока сжатого до давления 40,0 МПа дроссельный эффект при расширении до давления 0,1 МПа равен 60 кДж/кг, а теплота парообразования аргона при давлении 0,1 МПа равна 161 кДж/кг. Минимальное расчетное значение степени сухости потока сжатого газа в ДСО:

$$x_{min} = \frac{q_T}{r'}. \quad x_{min} \geq 0,63. \quad (3)$$

Можно рассчитать удельную теплоотводящую способность для АСО и ДСО:

$$q_{SC} = (1 - x) \cdot r', \quad q_{NSC} = 199 \frac{\text{кДж}}{\text{кг} \cdot \text{с}}, \quad q_{TSC} = 60 \frac{\text{кДж}}{\text{кг} \cdot \text{с}}. \quad (4)$$

Низкая степень сухости, $x \rightarrow 0$, обеспечивает АСО высокую теплоотводящую способность. При прочих равных условия теплоотводящая способность АСО в 3,3 раза больше аналогичного показателя ДСО.

Главная причина вытеснения аппаратов с АСО это большое сечение каналов подачи жидкости в теплоотводящее устройство. Это связано с тем, что в АСО поступает жидкий азот в состоянии насыщения. При движении по магистрали жидкость частично испаряется. Из-за малого давления потока и большой разности плотности жидкости и пара, незначительное испарение жидкости приводит к существенному снижению плотности потока. Необходимо оптимизировать процесс транспортирования жидкости по трубопроводу.

При движении криогенной жидкости по магистрали её температура увеличивается под действием теплопритока из окружающей среды и диссипативных потерь. Таким образом, возникает задача выбора параметров процесса прокачки жидкости по трубопроводам, при которой её прогрев и гидравлические сопротивления минимальны.

Для проведения исследования процесса транспортирования жидкого азота по магистралям была построена физическая (рис. 2) и математическая модели объекта исследования. На рис. 2 изображен трубопровод, разбитый на n элементарных участков.

На каждом из этих участков необходимо производить расчет: давления и температуры криоагента; теплофизических свойств криогенной жидкости (ρ_i и c_{pi} – плотность и теплоемкость на i -участке соответственно), т.к. свойства жидкости постоянно меняются в соответствии с новым состоянием; выполнять проверку условия реализации течения однофазного потока ($T > T_s$), т.е. на каждом шаге необходимо вычислять температуру насыщения жидкости T_s ; огра-

нение расчета по давлению: $p_i > p_{\text{атм}}$ – давление на i -участке должно быть больше атмосферного давления.

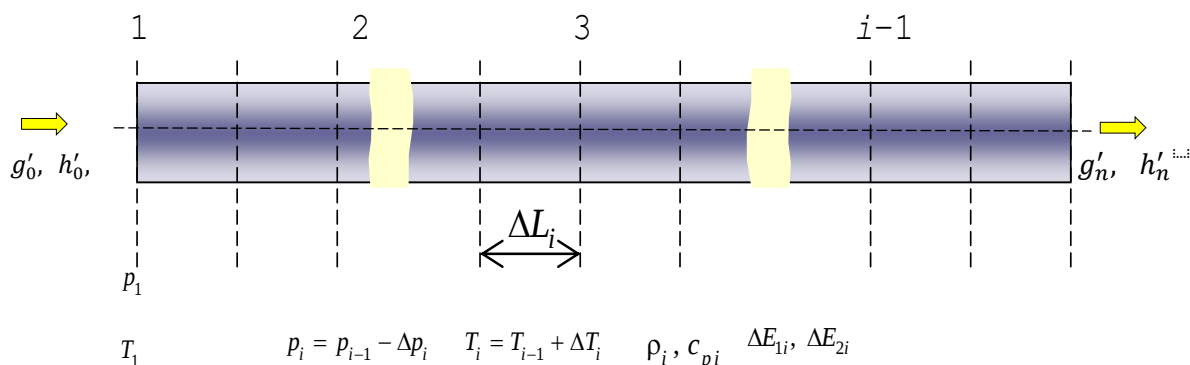


Рис.2. Физическая модель трубопровода Fig.2. Physical pipeline model

Математическая модель объекта построена на системе уравнений, которые описывают движение криогенной жидкости по магистрали [16].

Использовано уравнение движения: и неразрывности:

$$\frac{\partial(f\rho\omega)}{\partial\tau} + \omega \frac{\partial(f\rho\omega)}{\partial z} + (1 + \delta) \frac{\partial p}{\partial z} = 0. \quad (5)$$

$$\frac{\partial(f\rho)}{\partial\tau} + \frac{\partial(f\rho\omega)}{\partial z} = 0. \quad (6)$$

Уравнение, учитывающие тепловое состояние жидкости (уравнение энергии):

$$\rho \frac{\partial h}{\partial\tau} + \omega \rho \frac{\partial h}{\partial z} + q_v = 0. \quad (7)$$

где f – площадь поперечного сечения трубы, м^2 ;

ρ – плотность криогенной жидкости, $\text{кг}/\text{м}^3$;

ω – скорость потока, $\text{м}/\text{с}$;

τ – время, с ;

z – продольная (осевая) координата, м ;

p – давление, Па ;

$\delta (\partial p / \partial z)$ – потери давления в потоке, обусловленные трением и деформированием профиля скоростей,

q_v – объемный подвод теплоты из окружающей среды, $\text{Вт}/\text{м}^3$.

При построении математической модели использована система уравнений, позволяющая вычислять теплофизические свойства криогенной жидкости:

$$pv = zRT \quad (8)$$

где v – удельный объем, $\text{м}^3/\text{кг}$; R – удельная газовая постоянная, $\text{кДж}/(\text{кг}\cdot\text{К})$; T – температура, К ; z – коэффициент сжимаемости:

$$z = 1 + \sum_{i=1}^{\infty} B_i^* \rho^i \quad (9)$$

где B_i^* – вириальные коэффициенты, зависящие от температуры.

При аппроксимации экспериментальных данных было получено уравнение в следующем виде [17]:

$$z = 1 + \sum_{i=1}^r \sum_{j=0}^{s_i} b_{ij} \frac{\omega_{\rho}^i}{\tau'^j} \quad (10)$$

где r и s_i – границы изменения i и j ; b_{ij} – коэффициенты разложения; $\tau' = T/T_{\text{кр}}$ – приведенная температура, $T_{\text{кр}}$ – критическая температура, К , $\omega_{\rho} = \rho/\rho_{\text{кр}}$ – приведенная плотность, здесь $\rho_{\text{кр}}$ – критическая плотность.

В качестве ограничений в рассматриваемой задаче выступают:

$$p_{out} = p_{in} - \sum \Delta p_i > p_e \quad (11)$$

$$T_{out} = T_{in} + \sum_i \Delta T_i < T_s \quad (12)$$

где p_{in} , T_{in} – давление и температура на входе в криогенный трубопровод; p_{out} , T_{out} – давление и температура на выходе из трубопровода; $\sum \Delta p_i$ и $\sum \Delta T_i$ – суммарные гидравлические потери и увеличение температуры по длине трубопровода; p_e – атмосферное давление.

Выбор таких ограничений позволяет исключить из рассмотрения варианты решения, в которых давления в магистрали ниже давления на выходе, так как в таком случае процесс транспортирования не возможен, и увеличения температуры криогенной жидкости до уровня температуры насыщения, так как в этом случае поток становится двухфазным, а значит – возрастает гидравлическое сопротивление трубопровода, увеличиваются потери криопродукта, и уменьшается проходное сечение трубопровода.

Кроме этого, двухфазный поток являет собой такое многообразие форм течение, которое невозможно описать единой математической моделью, так как совместное движение газа и жидкости по трубопроводу определяется распределением фаз по сечению трубы, что в свою очередь зависит от объемного содержания легкой фазы в потоке смеси, скорости течения, физических свойств обеих фаз и других факторов [18-22].

Методика численного решения основывается на переходе от дифференциалов к конечным разностям. Определяются давления p и температуры T в сечении трубопровода с заданным шагом по его длине (рис. 2). Весь трубопровод разбивается на n участков вдоль оси z и бесконечно малая величина dz заменяется конечной разностью $\Delta z = z_{i+1} - z_i$, где $(i = 1 \dots n)$. Дифференциал времени dt заменяется конечным временным шагом Δt .

Для решения задачи оптимизации криогенного трубопровода был выбран метод поиска Парето-оптимального решения [23-25]. Задача транспортировки криогенной жидкости по трубопроводу является многокритериальной [26]. В такого рода задачах не рекомендуется использовать только один критерий качества (стоимости, массогабаритной характеристики, производительности и т.п.), так как это приводит к серьёзному огрублению задачи и искажению результатов.

Метод поиска, так называемого Парето-оптимального решения заключается в систематическом просмотре многомерной области критериев качества с помощью последовательностей равномерно распределённых пробных точек, каждая из которых представляет собой набор параметров оптимизации [27]. Одно из достоинств данного метода – это возможность использования псевдокритериев, т.е. кроме функциональных ограничений в задачу можно добавить в рассмотрение псевдокритерий, причем его границы можно задать обосновано, основываясь на конкретных количественных характеристиках процесса. Но этот псевдокритерий не будет являться критерием, т.к. у него нет явной зависимости от качества конструкции. В роли критериев качества в данной задаче выбраны:

-мощность гидравлических потерь (Вт):

$$\Delta E_1 = \frac{\Delta p G}{\rho}, \quad (13)$$

и мощность тепловых потерь (Вт)

$$\Delta E_2 = c_p \Delta T G. \quad (14)$$

В ходе применения метода на типовых задачах было выявлено:

-существование диаметра соответствующего минимуму энергетических потерь (рис.3): выявить этот факт без проведения численного эксперимента было невозможно, т.к. в каждое из уравнений (1)–(10), явно или неявно входит диаметр трубопровода, что определяет научно-практическую ценность этого вывода и необходимость дальнейших теоретических и экспериментальных исследований;

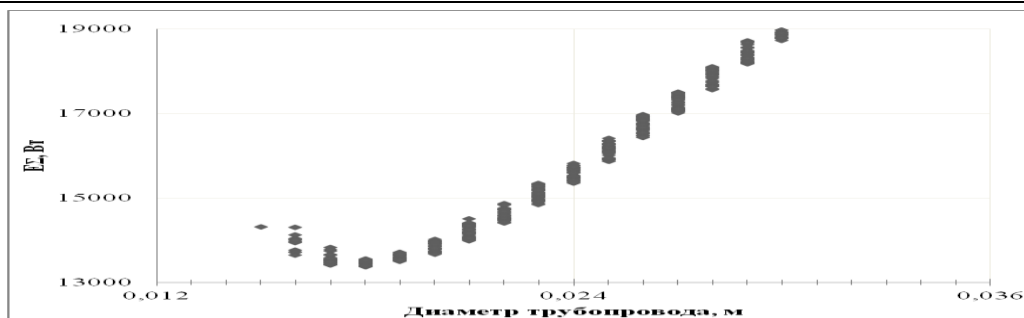


Рис.3. Зависимость суммарных энергопотерь от диаметра трубопровода
Fig.3. The dependence of the total energy loss from the diameter of the pipeline

-температура и давления являются взаимозависимыми критериями, для исследования влияние этих критериев на величину суммарных энергопотерь был построен график корреляции критериев (рис. 4): наибольшая доля энергопотерь определяется второй составляющей – повышением температуры жидкого криопродукта при его транспортировании по магистрали;

-предложено, добавить в рассмотрение псевдокритерий – расход, т.е. свести решение поиска оптимальных решений к поиску компромиссной кривой, позволяющей выбирать Парето-оптимальное решение, при котором криогенная жидкость будет транспортироваться с максимальным расходом при минимальных энергозатратах на заданное расстояние (рис.5).

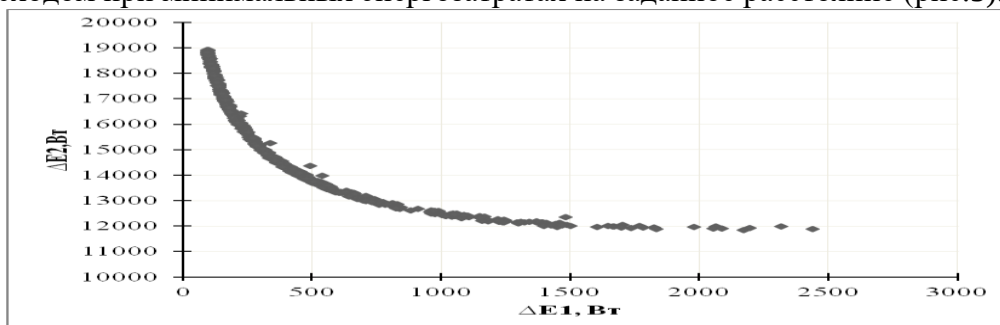


Рис.4. Корреляция критериев: температуры и давления на входе в трубопровод
Fig.4. Correlation criteria: temperature and pressure at the inlet to the pipeline

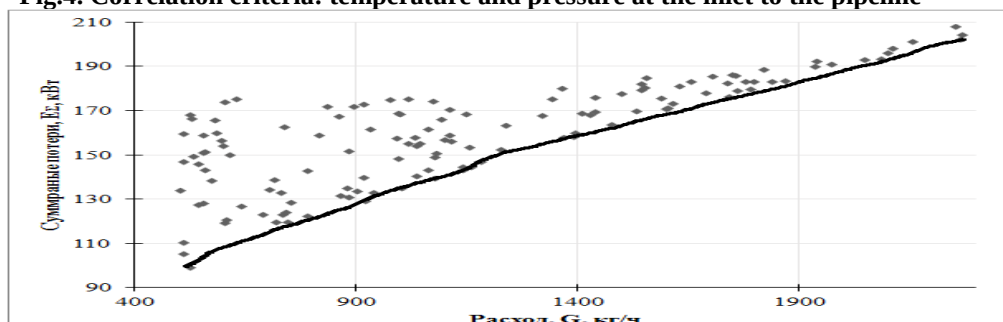


Рис. 5. Компромиссная кривая
Fig. 5. Compromise curve

Тепловая нагрузка на систему охлаждения теплоотводящего устройства аппарата для СА носит нестационарный характер и формируется за счет аккумулированного в тканях пациента запаса теплоты. Процесс переохлаждения ткани до температуры крионекроза имеет ступенчатый характер и состоит из нескольких этапов:

Переохлаждение от исходного состояния до температуры фазового перехода $271 < T_i < 305 \text{ K}$, $h_i = f(T_i)$;

Замораживание биологических тканей $T_i \approx 271 \text{ K}$, $\Delta h_i = -q^*$;

Переохлаждение тканей от температуры дефростации до температуры крионекроза $T_{\text{нec}} < T_i < 271 \text{ K}$, $h_i = f(T_i)$;

Переохлаждение тканей от температуры крионекроза до температуры устройства отвода теплоты $T'' < T_i < T_{\text{нec}} < 271 \text{ K}$, $h_i = f(T_i)$.

На каждом этапе выделяется некоторое количество теплоты, которое должна отвести NCS:

$$Q_{NCS} = Q_1 + Q_2 + Q_3 + Q_4 \quad (14)$$

Теплота переохлаждения всех участков тела от исходного состояния до минимальной температуры, которая достигается в момент завершения процедуры, может быть рассчитана с учетом значения энтальпии элементарных участков объекта в момент завершения процесса СА:

$$Q_{NCS} = Q_1 + Q_2 + Q_3 + Q_4 = \int_{r_{min}}^{r_{max}} (h_i^{305} - h_i^{\tau}) \rho_i \Delta V_i dr. \quad (15)$$

Используя математическую модель объекта СА в радиальных координатах и полагая, что радиус патологического объекта составляет 0,03 м, получим примерную тепловую нагрузку на NCS $Q_{NCS} = 4700$ Дж. Полученное значение невелико, так как время отвода теплоты может быть относительно большим. Если такое количество теплоты отвести от объекта СА за 60 с, средняя мощность теплового потока к NCS составит $q_{NCS} = 78$ Вт. Предположим, что максимальная теплоотводящая мощность NCS составляет 150 Вт. Для отвода такого потока теплоты через NCS нужно обеспечить расход жидкого азота не менее $0,75 \cdot 10^{-3}$ кг/с. В магистрали с внутренним диаметром $1,0 \cdot 10^{-3}$ м расчетная скорость потока жидкого азота составит 1,2 м/с.

Перевод жидкого азота в недогретое состояние. Жидкий азот хранится в криогенных сосудах в насыщенном состоянии. Из-за этого даже незначительный подвод теплоты приводит к испарению части жидкости.

Для подачи жидкости по магистрали с внутренним диаметром $1,0 \cdot 10^{-3}$ м необходимо перевести жидкость из насыщенного состояния в недогретое. В недогретом состоянии температура жидкости T' должна быть ниже температуры насыщения T'' . Температура насыщения жидкости зависит от давления в паровом пространстве $T'' = f(P'')$.

Учитывая это для перехода в жидкости из насыщенного состояния в недогретое нужно либо понизить температуру жидкости за счет отвода теплоты, либо повысить давление в паровом пространстве.

Охлаждение криогенных жидкостей можно осуществлять несколькими способами: например, за счет внешнего источника холода, либо за счет испарения части криогенной жидкости при барботировании через него малорастворимого газа (гелия). Другим сравнительно простым в реализации и эффективным методом является охлаждение жидкостей путем вакуумирования парового пространства резервуара, а для выдачи охлажденной криогенной жидкости потребителю под требуемым давлением применяют два способа: выдавливание собственным паром и с помощью жидкостных насосов [28].

Необходимо отметить, что наиболее экономичным и энергоэффективным способом получения недогретой жидкости является технологическая схема, которая включает в себя механический вакуумный насос (для откачки парового пространства над зеркалом жидкости до давления около 0,06 МПа и перевода жидкости в недогретое состояние) и жидкостной насос (для выдачи недогретой криогенной жидкости под давлением потребителю) [29].

Обсуждение результатов. Перечисленные выше методы применимы к получению недогретой жидкости в промышленных масштабах, для решения данной задачи достаточно повысить давление в потоке жидкости направляемой в NCS при помощи жидкостного микронасоса (рис.6).

Жидкий азот 1 находится в криогенном сосуде 2. В сосуд погружен плунжерный насос 3. Плунжер насоса совершает возвратно поступательное движение и перемещает жидкий азот из сосуда 2 в магистраль 4. Жидкости давление в магистрали 4 может значительно превышать давление паров азота в сосуде 2. За счет повышения давления поток в магистрали 4 переходит в недогретое состояние. Например, при давлении в магистрали $P_4 = 2,0$ МПа температура насыщения жидкого азота повысится до $T'' = 115$ К.

Температура жидкого азота при сжатии в насосе не изменится $T' = 78$ К. Поток жидкого азота недогрет на 37 К, это позволяет доставить жидкость до устройства отвода теплоты в

недогретом состоянии. Приток теплоты к потоку жидкости в магистрали 4 может быть компенсирован за счет теплоемкости недогретой жидкости. Теплота недогрева потока составляет:

$$Q_{un} = c_{LN} \cdot (T'' - T'), \quad Q_{un} = 74,4 \frac{\text{Дж}}{\text{кг}}. \quad (15)$$

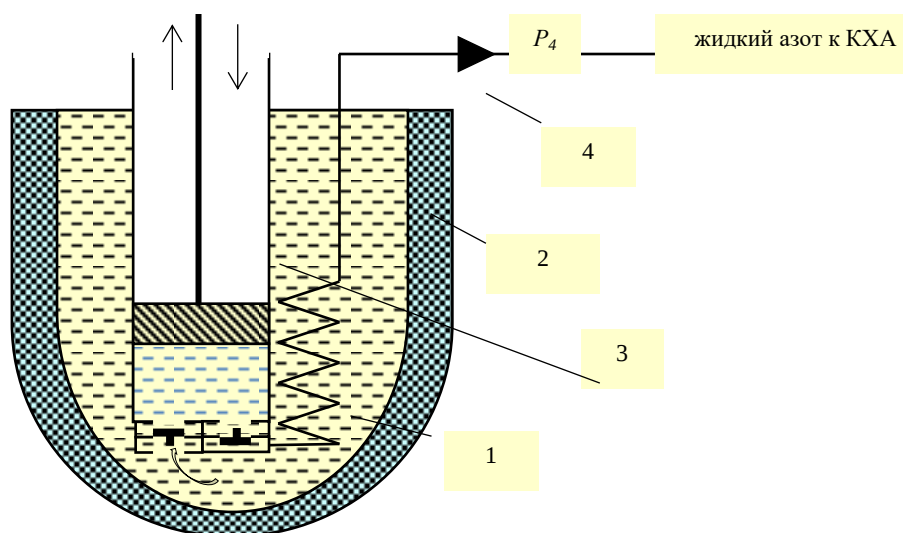


Рис. 6. Повышение давления жидкого азота с помощью плунжерного насоса
Fig. 6. Increasing the pressure of liquid nitrogen using a plunger pump

Теплота недогрева составляет более 30 % от теплоты парообразования азота при атмосферных условиях, что позволяет значительно упростить конструкцию теплового ограждения магистрали 4. Проведем расчет теплоотводящей способности такого устройства. Пусть подводной трубопровод не изолирован, тогда теплоприток из окружающей среды к криогенной жидкости можно определить как [30]:

$$q_{2-1} = \alpha(T_2 - T_1), \quad (16)$$

где T_2 , T_1 – соответственно температура объекта охлаждения и газа – теплоносителя.

В условиях естественной конвекции величина коэффициента теплоотдачи в основном зависит от градиента температур:

$$\alpha = f(\Delta T_{2-1}) \quad (17)$$

Тогда теплоприток из окружающей среды составит: $q_{2-1} = 15000 \text{ Вт/м}^2$;

Используя математическую модель, представленную уравнениями (1)–(10) получаем следующие результаты:

1. Минимальное давление в сосуде, обеспечивающее движение жидкости в однофазном состоянии по магистрали длиной 1 м составляет 0,75 МПа;
2. При таком давлении через магистраль диаметром 1 мм поддерживается расход жидкости до 6 кг/ч;
3. Теплоотводящая способность инструмента достигает 608 Вт.

Полученный результат теплоотводящей способности КХА на порядок выше характеристик серийных криохирургических инструментов, работающих с использованием жидкого азота, что свидетельствует о том, что использование недогретого криоагента обеспечивает качественное улучшение рабочих характеристик локальных криоохладителей.

Вывод. Снабжение АСО аппаратов для СА жидким азотом, сжатым до давления около 2 МПа, позволяет избавиться от традиционных недостатков хирургических приборов использующих жидкий азот. Диаметр магистрали подачи сжатого жидкого азота может быть уменьшен до $1,0 \cdot 10^{-3} \text{ м}$, это позволяет использовать аппараты с АСО для малоинвазивных операций СА. Технология, основанная на использовании недогретого жидкого азота, вернет аппаратам с АСО их конкурентные преимущества и позволит расширить сферу применения таких приборов при проведении СА.

Библиографический список:

1. Sumida S. Mechanism of tissue injury in cryosurgery. In: 16th World Congress of the ISC. October 29–November 2, 2011; Hofburg, Vienna, Austria. Korpan N.N., Sumida S. (editors). Vienna: University Facultas Publisher; 2011; p. 55–56.
2. Беляев А.М., Прохоров Г.Г. Криогенные технологии в онкологии. Вопросы онкологии 2015; 61(3): 317–322.
3. Robilotto A.T., Baust J.M., Van Buskirk R.G., Gage A.A., Baust J.G. Temperature-dependent activation of differential apoptotic pathways during cryoablation in a human prostate cancer model. Prostate Cancer Prostatic Dis 2013; 16(1): 41–49, <https://doi.org/10.1038/pcan.2012.48>.
4. Xu K., Korpan N.N., Niu L. Modern cryosurgery for cancer. World Scientific Publishing; 2012, <https://doi.org/10.1142/8004>.
5. Wojciech R. The importance of cryosurgery in gynecological practice. Ginekol Pol 2011; 82(8): 618–622.
6. Govorov A.V., Vasilyev A.O., Pushkar D.U. Specifics of prostate cryoablation. Biomedical Engineering 2015; 49(1): 54–59, <https://doi.org/10.1007/s10527-015-9496-8>.
7. Berglund R.K., Jones J.S. Cryotherapy for prostate cancer. In: Interventional urology. Rastinehad A.R., Siegel D.N., Pinto P.A., Wood B.J. (editors). Springer International Publishing; 2016; p. 165–171, https://doi.org/10.1007/978-3-319-23464-9_13.
8. Korpan N.N. Modern cryosurgery: present and future. In: 16th World Congress of the ISC. October 29–November 2, 2011; Hofburg, Vienna, Austria. Korpan N.N., Sumida S. (editors). Vienna: The University Publisher Facultas; 2011; p. 29–30.
9. Butorina A., Arkharov A., Matveev V. Dreams and reality of cryogenic technology in surgery. In: The 12th CRYOGENICS IIR International Conference. September 11–14, 2012; Dresden, Germany. Czech Republic; 2012; p. 467–474.
10. Erinjeri J.P., Clark T.W.I. Cryoablation: mechanism of action and devices. J Vasc Interv Radiol 2010; 21(8): S187–S191, <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2009.12.403>.
11. Шакуров А.В., Пушкарев А.В., Пушкарев В.А., Цыганов Д.И. Предпосылки для разработки нового поколения криохирургического оборудования (обзор) // Современные технологии в медицине. - 2017. Т. 9. № 2. с. 178-189.
12. Кондратенко Р.О. Разработка и создание аппаратуры для криохирургии и криотерапии: дисс. на соискание уч. степени канд. техн. наук по спец. 05.04.03. М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2012. – 140 с.
13. Цыганов Д.И. Криомедицина: процессы и аппараты. Монография. - Москва: САЙНС-ПРЕСС, 2011 - 304 страницы.
14. Баранов А.Ю., Соколова Е.В. Новые технологии снабжения криохирургических инструментов жидким азотом // VIII Международная научно-техническая конференция «Низкотемпературные и пищевые технологии в XXI веке» (Санкт-Петербург, 15-17 ноября 2017 г.): Материалы конференции - 2017. - с. 112-114
15. Соколова Е.В. Использование недогретой криогенной жидкости для отвода теплоты от объекта криохирургического воздействия // Криотерапия в России: материалы X Международной научно-практической конференции (Санкт-Петербург, 18 мая 2017 г.) - 2018. - с. 83-88.
16. Зайцев А.В., Логвиненко Е.В. Расчет течения вязкой жидкости в канале с учетом изменения фазового состояния // Вестник Санкт-Петербургского университета. Серия 1. Математика. Механика. Астрономия - 2012. - № 4. - с. 87-91
17. Акулов Л.А., Борзенко Е.И., Зайцев А.В. Теплофизические свойства и фазовое равновесие криогенных продуктов: справочник-Санкт-Петербург: Государственный университет низких температур и пищевых технологий, 2009- 567 с.
18. Bankoff S.G. A variable density single-fluid model for two-phase flow with particular reference to steam-water flow// J. Heat Transfer. 1960. Vol.82, p.265-272
19. Козлов Б.К. Режимы и формы движения воздушно-водяной смеси в вертикальной трубе. Сб. «Гидродинамика и теплообмен в котлах высокого давления». Изд. АН СССР, 1955
20. Костюк В.В. Методы расчета процессов заполнения и охлаждения емкостей и магистралей криогенными жидкостями.- Новосибирск: Академия наук СССР Сибирское отделение Институт теплофизики, 1990
21. Лабунцов Д.А. Физические основы энергетики. Избранные труды по теплообмену, гидродинамике, термодинамике. М.: Изд-во МЭИ, 2000
22. Чисхолм Д. Двухфазные течения в трубопроводах и теплообменниках: Пер. с англ./ Великобритания.-М.:Недра, 1986.-204 с.
23. Зайцев А.В., Логвиненко Е.В. Оптимизация криогенного трубопровода // Омский научный вестник - 2014. - № 3 (133). - с. 164-168

24. Зайцев А.В., Логвиненко Е.В. Решение задачи оптимизации криогенного трубопровода методом поиска Парето-оптимального решения // Вестник Международной академии холода - 2015. № 2. - с. 55-60
25. Логвиненко Е.В. Оптимизация криогенного трубопровода методом поиска Парето-оптимального решения // В сборнике: Альманах научных трудов молодых ученых Университета ИТМО-2015. - с. 110-112.
26. Соболев И.М., Статников Р.Б. Выбор оптимальных параметров в задачах со многими критериями. – М.: Наука, 1981. – 111 с.
27. Подиновский В.В., Ногин В.Д. Парето-оптимальные решения многокритериальных задач. – М.: Наука, 1982.
28. Архаров А.М., Архаров И.А., Тычкова С.О. К задаче об изменении температуры криогенных жидкостей при откачке их паров и хранении // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Машиностроение. – 2010. – С. 41–45
29. Иванов В.И., Еремеев В.А. Исследование процесса получения переохлажденного сжиженного природного газа. Альманах научных работ молодых ученых Университета ИТМО. Том 1. – СПб.: Университет ИТМО, 2017. – 348 с.
30. Баранов А.Ю., Малышева Т.А., Сидорова А.Ю. Моделирование процесса конвективного охлаждения тела на компьютере: Метод. указания для студентов спец.140401 всех форм обучения. – СПб.: СПбГУНИПТ, 2011. – 38 с.

References:

1. Sumida S. Mechanism of tissue injury in cryosurgery. In: 16th World Congress of the ISC. October 29–November 2, 2011; Hofburg, Vienna, Austria. Korpan N.N., Sumida S. (editors). Vienna: University Facultas Publisher; 2011; p. 55–56.
2. Belyayev A.M., Prokhorov G.G. Kriogennyye tekhnologii v onkologii. Voprosy onkologii 2015; 61(3): 317–322. [Belyayev A.M., Prokhorov G.G. Cryogenic technologies in oncology. Voprosy onkologii 2015; 61(3): 317–322. (In Russ.)]
3. Robilotto A.T., Baust J.M., Van Buskirk R.G., Gage A.A., Baust J.G. Temperature-dependent activation of differential apoptotic pathways during cryoablation in a human prostate cancer model. Prostate Cancer Prostatic Dis 2013; 16(1): 41–49, <https://doi.org/10.1038/pcan.2012.48>.
4. Xu K., Korpan N.N., Niu L. Modern cryosurgery for cancer. World Scientific Publishing; 2012, <https://doi.org/10.1142/8004>.
5. Wojciech R. The importance of cryosurgery in gynecological practice. Ginekolog Pol 2011; 82(8): 618–622.
6. Govorov A.V., Vasilyev A.O., Pushkar D.U. Specifics of prostate cryoablation. Biomedical Engineering 2015; 49(1): 54–59, <https://doi.org/10.1007/s10527-015-9496-8>.
7. Berglund R.K., Jones J.S. Cryotherapy for prostate cancer. In: Interventional urology. Rastinehad A.R., Siegel D.N., Pinto P.A., Wood B.J. (editors). Springer International Publishing; 2016; p. 165–171, https://doi.org/10.1007/978-3-319-23464-9_13.
8. Korpan N.N. Modern cryosurgery: present and future. In: 16th World Congress of the ISC. October 29–November 2, 2011; Hofburg, Vienna, Austria. Korpan N.N., Sumida S. (editors). Vienna: The University Publisher Facultas; 2011; p. 29–30.
9. Butorina A., Arkharov A., Matveev V. Dreams and reality of cryogenic technology in surgery. In: The 12th CRYOGENICS IIR International Conference. September 11–14, 2012; Dresden, Germany. Czech Republic; 2012; p. 467–474.
10. Erinjeri J.P., Clark T.W.I. Cryoablation: mechanism of action and devices. J Vasc Interv Radiol 2010; 21(8): S187–S191, <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2009.12.403>.
11. Shakurov A.V., Pushkarev A.V., Pushkarev V.A., Tsyganov D.I. Predposylki dlya razrabotki novogo pokoleniya kriokhirurgicheskogo oborudovaniya (obzor) // Sovremennyye tekhnologii v meditsine. - 2017. T. 9. № 2. s. 178-189. [Shakurov A.V., Pushkarev A.V., Pushkarev V.A., Tsyganov D.I. Prerequisites for the development of a new generation of cryosurgical equipment (review) // Modern technologies in medicine. - 2017. V. 9. № 2. p. 178-189. (In Russ.)]
12. Kondratenko R.O. Razrabotka i sozdaniye apparatury dlya kriokhirurgii i krioterapii: diss. na soiskaniye uch.stepeni kand.tekhn.nauk po spets. 05.04.03. M.: MGTU im. N.E. Bauman, 2012. – 140 s. [Kondratenko R.O. Development and creation of equipment for cryosurgery and cryotherapy: Diss. for the degree of Cand.Tech.Science on spec. 04/05/03. M.: MSTU. N.E. Bauman, 2012. - 140 p. (In Russ.)]
13. Tsyganov D.I. Kriomeditsina: protsessy i apparaty. Monografiya. - Moskva: SAYNS-PRESS, 2011 - 304 stranitsy. [Tsyganov D.I. Cryomedicine: processes and devices. Monograph. - Moscow: SAINS-PRESS, 2011 - 304 pages. (In Russ.)]
14. Baranov A.YU., Sokolova Ye.V. Novyye tekhnologii snabzheniya kriokhirurgicheskikh instrumentov zhidkim azotom // VIII Mezhdunarodnaya nauchno-tekhnicheskaya konferentsiya «Nizkotemperaturnyye i pishchevyye tekhnologii v XXI veke» (Sankt-Peterburg, 15-17 noyabrya 2017 g.): Materialy konferentsii

- 2017. - с. 112-114 [Baranov A.Yu., Sokolova E.V. New technologies for supplying cryosurgical instruments with liquid nitrogen // VIII International Scientific and Technical Conference "Low-temperature and food technologies in the XXI century" (St. Petersburg, November 15-17, 2017): Conference materials - 2017. - с. 112-114(In Russ.)]
15. Sokolova Ye.V. Ispol'zovaniye nedogretoy kriogennoy zhidkosti dlya otvoda teploty ot ob'yekta kriokhirgicheskogo vozdeystviya // Krioterapiya v Rossii: materialy X Mezhdunarodnoy nauchno-prakticheskoy konferentsii (Sankt-Peterburg, 18 maya 2017 g.) - 2018. - s. 83-88. [Sokolova E.V. The use of underheated cryogenic liquid for removal of heat from the object of cryosurgical effects // Cryotherapy in Russia: materials of the X International Scientific Practical Conference (St. Petersburg, May 18, 2017) - 2018. - p. 83-88. (In Russ.)]
16. Zaytsev A.V., Logvinenko Ye.V. Raschet techeniya vyazkoy zhidkosti v kanale s uchetom izmeneniya fazovogo sostoyaniya // Vestnik Sankt-Peterburgskogo universiteta. Seriya 1. Matematika. Mekhanika. Astronomiya - 2012. - № 4. - s. 87-91 [Zaitsev A.V., Logvinenko E.V. Calculation of the flow of a viscous fluid in the channel taking into account changes in the phase state // Bulletin of St. Petersburg University. Series 1. Mathematics. Mechanics. Astronomy - 2012. - № 4. - p. 87-91(In Russ.)]
17. Akulov L.A., Borzenko Ye.I., Zaytsev A.V. Teplofizicheskiye svoystva i fazovoye ravnovesiye kriogennykh produktov: spravochnik-Sankt-Peterburg: Gosudarstvennyy universitet nizkikh temperatur i pishchevykh tekhnologiy, 2009- 567 s [Akulov L.A., Borzenko E.I., Zaitsev A.V. Thermophysical properties and phase equilibrium of cryogenic products: Handbook, St. Petersburg: State University of Low Temperatures and Food Technologies, 2009- 567 p. (In Russ.)]
18. Bankoff S.G. A variable density single-fluid model for two-phase flow with particular reference to steam-water flow// J. Heat Transfer. 1960. Vol.82, p.265-272
19. Kozlov B.K. Rezhimy i formy dvizheniya vozdukhovodyanoy smesi v vertikal'noy trube. Sb. «Gidrodinamika i teploobmen v kotlakh vysokogo davleniya». Izd.AN SSSR, 1955 [Kozlov B.K. Modes and forms of movement of the air-water mixture in a vertical pipe. Sat "Hydrodynamics and heat transfer in high-pressure boilers." Ed.AN USSR, 1955. (In Russ.)]
20. Kostyuk V.V. Metody rascheta protsessov zapolneniya i okhlazhdeniya yemkostey i magistraley kriogennymi zhidkostyami.- Novosibirsk: Akademiya nauk SSSR Sibirskoye otdeleniye Institut teplofizi-ki,1990 [Kostyuk V.V. Methods for calculating the processes of filling and cooling of tanks and highways with cryogenic liquids.- Novosibirsk: USSR Academy of Sciences Siberian Branch of the Institute of Thermal Physics, 1990(In Russ.)]
21. Labuntsov D.A. Fizicheskiye osnovy energetiki. Izbrannyye trudy po teploobmenu, gidrodinamike, termodinamike. M.: Izd-vo MEI, 2000 [Labuntsov D.A. Physical basis of energy. Selected works on heat transfer, fluid dynamics, thermodynamics. M.: MEI, 2000 (In Russ.)]
22. Chisholm D. Dvukhfaznyye techeniya v truboprovodakh i teploobmennikakh: Per. s ang./ Velikobritaniya.-M.:Nedra,1986.-204 s. [Chisholm D. Two-phase flow in pipelines and heat exchangers: Trans. from English / United Kingdom. -M.: Nedra, 1986. - 204 p. (In Russ.)]
23. Zaytsev A.V., Logvinenko Ye.V. Optimizatsiya kriogennoy truboprovoda // Omskiy nauchnyy vestnik - 2014. - № 3 (133). - с. 164-168 [Zaitsev A.V., Logvinenko E.V. Optimization of the cryogenic pipeline // Omsk Scientific Herald - 2014. - № 3 (133). - p. 164-168 (In Russ.)]
24. Zaytsev A.V., Logvinenko Ye.V. Resheniye zadachi optimizatsii kriogennoy truboprovoda metodom poiska Pareto-optimal'nogo resheniya // Vestnik Mezhdunarodnoy akademii kholoda - 2015. № 2. - s. 55-60 [Zaitsev A.V., Logvinenko E.V. Solving the problem of optimizing a cryogenic pipeline using the Pareto optimal solution search // Bulletin of the International Academy of Refrigeration - 2015. No. 2. - p. 55-60 (In Russ.)]
25. Logvinenko Ye.V. Optimizatsiya kriogennoy truboprovoda metodom poiska Pareto-optimal'nogo resheniya // V sbornike: Al'manakh nauchnykh trudov molodykh uchenykh Universiteta ITMO-2015. - s. 110-112. [Logvinenko E.V. Optimization of the cryogenic pipeline using the Pareto-optimal solution search // In collection: Almanac of scientific works of young scientists of ITMO-2015 University. - p. 110-112. (In Russ.)]
26. Sobol' I.M., Statnikov R.B. Vybor optimal'nykh parametrov v zadachakh so mnogimi kriteriyami. - M.: Nauka, 1981. - 111 s. [Sobol I.M., Statnikov R.B. The choice of optimal parameters in problems with many criteria. - M.: Science, 1981. - 111 p. (In Russ.)]
27. Podinovskiy V.V., Nogin V.D. Pareto-optimal'nyye resheniya mnogokriterial'nykh zadach. - M.: Nauka, 1982. [Podinovskiy V.V., Nogin V.D. Pareto optimal solutions for multicriteria problems. - M.: Science, 1982. (In Russ.)]
28. Arkharov A.M., Arkharov I.A., Tychkova S.O. K zadache ob izmenenii temperatury kriogennykh zhidkostey pri otkachke ikh parov i khraneniі // Vestnik MGTU im. N.E. Bauman. Ser. Mashinostroyeniye. - 2010. - S. 41-45 [Arkharov A.M., Arkharov I.A., Tychkova S.O. On the problem of changing the temperature of cryogenic liquids when pumping out their vapors and storing // Vestnik MGTU im. N.E. Bauman. Ser. Engineering. - 2010. - P. 41-45(In Russ.)]

29. Ivanov V.I., Yeremeyev V.A. Issledovaniye protsessa polucheniya pereokhlazhdennoy szhizhennoy prirodnogo gaza. Al'manakh nauchnykh rabot molodykh uchenykh Universiteta ITMO. Tom 1. – SPb.: Universitet ITMO, 2017. – 348 s. Ivanov V.I., Yeremeyev V.A. Issledovaniye protsessa polucheniya pereokhlazhdennoy szhizhennoy prirodnogo gaza. Al'manakh nauchnykh rabot molodykh uchenykh Universiteta ITMO. Tom 1. – SPb.: Universitet ITMO, 2017. – 348 s. Ivanov V.I., Ereemeev V.A. Study of the process of obtaining supercooled liquefied natural gas. Almanac of scientific works of young scientists of ITMO University. Volume 1. - SPb.: ITMO University, 2017. - 348 p. (In Russ.)]
30. Baranov A.YU., Malysheva T.A., Sidorova A.YU. Modelirovaniye protsessa konvektivnogo okhlazhdeniya tela na komp'yutere: Metod. ukazaniya dlya studentov spets.140401 vsekh form obucheniya. – SPb.: SPbGUNIPT, 2011. – 38 s. [Baranov A.Yu., Malysheva T.A., Sidorova A.Yu. Simulation of the process of convective body cooling on a computer: Method. instructions for students of special. 140401 of all forms of education. - SPb.: SPbGUNIPT, 2011. - 38 p. (In Russ.)]

Сведения об авторах:

Глушаев Алексей Владимирович - аспирант факультета низкотемпературной энергетики.

Замарашкина Вероника Николаевна – кандидат технических наук, доцент, тьютор факультета низкотемпературной энергетики

Малышева Татьяна Алексеевна - кандидат технических наук, доцент, доцент факультета программной инженерии и компьютерной техники.

Соколова Екатерина Владимировна - старший преподаватель факультета низкотемпературной энергет

тики.

Information about the authors:

Aleksey V. Glushaev- Graduate student, Faculty of Cryogenic Engineering.

Veronika N. Zamarashkina- Cand. Sci. (Technical), Assoc. Prof., Tutor at the Faculty of Cryogenic Engineering.

Malysheva Tatyana Alekseevna- Cand. Sci. (Technical), Assoc. Prof., Assoc. Prof. at the Faculty of Software Engineering and Computer Engineering.

Ekaterina V. Sokolova- Senior Lecturer at the Faculty of Cryogenic Engineering.

Конфликт интересов.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Поступила в редакцию 14.01.2019.

Принята в печать 15.02.2019.

Conflict of interest.

The authors declare no conflict of interest.

Received 14.01.2019.

Accepted for publication 15.02.2019.