

**СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СХЕМ КРИОХИРУРГИЧЕСКИХ
УСТАНОВОК**

М.М. Рябинина
А.С. Кротов
В.И. Крылов
Н.А. Андреев

Riabinina.marya19@yandex.ru
krotov@bmstu.ru
kvi@bmstu.ru
al-nikoly@yandex.ru

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация

Аннотация

Выполнено сравнение технических характеристик современных криохирургических установок, применяемых при транскутанной хирургии, проанализированы схемы рабочих циклов, отмечены достоинства и недостатки. Описаны принципы работы систем и устройство одного из малоинвазивных зондов, используемых в криохирургии. Рассмотрен механизм гибели клетки при криовоздействии. Предложено перспективное направление для модернизации криохирургических установок — применение замкнутого рабочего цикла на многокомпонентном смесевом хладагенте, не имеющее аналогов в данной области в настоящее время. Проведено сравнение характеристик рабочего цикла при работе на различных хладагентах, выбран многокомпонентный хладагент, при котором цикл показывает наилучшие параметры. Оптимальным считается вариант, соответствующий минимальной работе сжатия компрессора и максимальной степени термодинамического совершенства цикла

Ключевые слова

Криохирургическая установка, криозонд, микротеплообменник, хладорециркулятор, хладагент

Поступила в редакцию 15.05.2017
© МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2018

Криохирургия — вид хирургического лечения посредством низкотемпературного воздействия на биологические ткани в целях разрушения того или иного участка патологической ткани или органа.

Современные криохирургические установки можно классифицировать по методу доступа к органу для проведения деструкции: лапаротомный — классический вид хирургического вмешательства с разрезом тканей, что дает врачу полный доступ к органу; лапароскопический — при этом делается несколько небольших разрезов, через которые вводятся инструменты и видеокамера, позволяющая следить за ходом операции; транскутанный — чрескожное введение инструмента, зонда-иглы. Визуализация зоны замораживания обеспечивается с помощью магнитно-резонансной томографии, компьютерной томографии или ультразвукового исследования.

Настоящее исследование посвящено анализу и усовершенствованию схем современных установок, применяемых для криодеструкции опухолевых тканей различных органов. Рассматриваются криоустановки, включающие в себя малоинвазивные криозонды, применяемые при транскутанной хирургии. Они

предназначены для удаления злокачественных и доброкачественных опухолей в следующих областях: общая хирургия, урология, гинекология, торакальная хирургия, проктология, дерматология и нейрохирургия.

Как отмечалось ранее, операции проводятся в комплексе с ультразвуковой диагностикой или компьютерной томографией. Это позволяет врачу контролировать не только процесс ввода зондов в целевую область, но и ход операции, минимизируя повреждение здоровых тканей. Процесс криодеструкции включает в себя многократное замораживание и отогревание. При повторном криодействии увеличивается интенсивность процессов кристаллизации и рекристаллизации клеток и тканей. Участки опухолей, которые чаще всего имеют неравномерную форму, промораживаются полностью, что позволяет уничтожить раковые клетки и уменьшить риск возникновения метастаз.

Прогноз обеспечения заданной зоны крионекроза является одним из основных направлений современных исследований [1]. Для более прогнозируемого разрушения патологической ткани с использованием серийно выпускаемых криозондов, а также оценки эффективности разрабатываемых криоинструментов, в работах [2–7] рассмотрено компьютерное моделирование многозондового замораживания, а в работах [8, 9] получены температурные распределения по длине рабочей поверхности малоинвазивных криозондов в зависимости от времени при различных режимах эксплуатации. Также в работах [5, 7] авторами предложена математическая модель, описывающая нестационарные процессы замораживания биотканей при малоинвазивном хирургическом вмешательстве с учетом реальных теплофизических свойств биологической ткани, а в [10, 11] проведены экспериментальные исследования процессов замораживания. В работе [12] отмечается, что температура некроза тканей является главным фактором в гибели пораженных клеток. Рекомендуемая температура некроза составляет в среднем 223 К [13, 14]. При данной температуре внутри клетки образуются кристаллы льда. В процессе оттаивания небольшие кристаллы льда агрегируются с образованием более крупных кристаллов, что приводит к повреждению содержимого клетки и клеточной мембраны. Подробное описание внутриклеточной и внеклеточной кристаллизации в процессе криодеструкции можно найти в работах [13, 15, 16].

Температура криоинструмента должна быть ниже, чем температура некроза, так как существует структурное и тепловое сопротивление локальному замораживанию [17]: тепловыделения ткани за счет кровотока, сложный теплообмен, описанный в работе [18], и метаболизм. Так, температура на поверхности криозонда без нагрузки может достигать 128 К, с нагрузкой, т. е. в модельной среде — желатиновом геле, воспроизводящей биологическую ткань, 203 К. Более подробно это описано в работе [19].

Низкая температура криоинструмента может быть обеспечена за счет подачи в зонд хладагента в виде переохлажденной жидкости, который при прокачке через зонд нагревается, оставаясь в жидком состоянии; подачи в зонд хладагента

в виде насыщенной жидкости, которая кипит непосредственно в зонде; эффекта Джоуля — Томпсона (понижение температуры хладагента в процессе дросселирования). Конструкция самих криозондов зависит от метода охлаждения.

Температура замораживаемых тканей в ряде случаев контролируется с помощью термодатчиков. Они могут быть предусмотрены непосредственно в конструкции криозонда или в виде отдельного зонда. В работе [20] для прогнозирования температуры в процессе криодеструкции тканей предложено использовать программу расчета тепловых полей с учетом полученных данных от термосенсоров. Данное решение позволяет спрогнозировать температуру во всех точках целевой области.

Широкое применение нашли криозонды с микротеплообменником (Hampson type Joule — Thomson heat exchanger) [21] (рис. 1). Малоинвазивные зонды, приведенные в работах [22–25], имеют диаметр 1,5...3,8 мм.

В таких криозондах совмещены процессы теплообмена и дросселирования. Газ проходит через спиральный трубчато-ребристый змеевик 1, на конце которого расширяется через отверстие малого диаметра 2. Наконечник 3 зонда охлаждается или нагревается в зависимости от рода газа. В настоящее время для охлаждения в таких зондах в качестве рабочего тела используется газообразный аргон, который подается из баллона при давлении от 240 ± 2 бар [26].

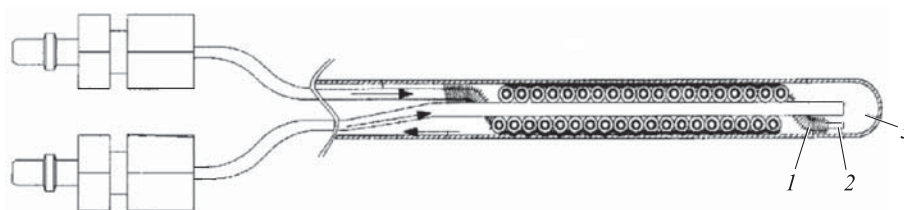


Рис. 1. Малоинвазивный криозонд с микротеплообменником

Несмотря на кажущиеся преимущества использования миниатюрных теплообменников, они сложны в изготовлении из-за своих малых размеров. Диаметр трубок в таком теплообменнике составляет 0,3...0,5 мм. А вся система в целом должна быть рассчитана на высокое давление, что делает ее дорогостоящей.

Установки с газообразным аргонem или азотом, например, работающие по циклу, приведенному на рис. 2, требуют постоянной поставки аргона чистотой 99,998 % под высоким давлением. Такие установки работают при достаточно узком диапазоне давления аргона в баллоне 240...300 бар. Соответственно при падении давления до 220 бар зонд перестает обеспечивать расчетную температуру, в то время как в баллоне остается еще более половины от исходного количества газа.

На рис. 3 приведена принципиальная схема криохирургической установки, реализующей охлаждение за счет подачи насыщенного жидкого хладагента.

К плюсам такой системы можно отнести: низкое давление (от 0,5 до 1 бар) применяемого жидкого азота; отсутствие микротеплообменников в конструк-

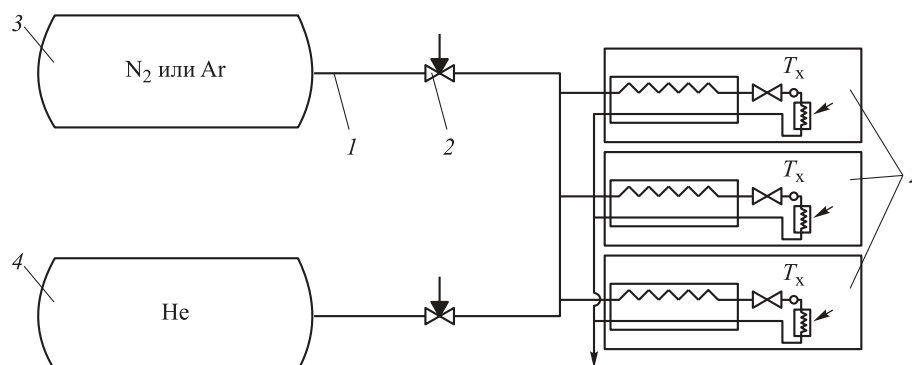


Рис. 2. Система № 1 с баллонами высокого давления:

1 — трубопровод; 2 — криозонд с теплообменником Джоуля — Томпсона; 3 — баллоны под давлением с Ar/N₂; 4 — баллон под давлением с He; 5 — регулирующий вентиль

ции зондов. Минусы: нужна непрерывная подача жидкого азота во время операции; в процессе кипения жидкого азота в рабочей зоне криозонда могут образовываться паровые пробки, которые забивают рабочий криоинструмент; возникновение сложностей с качественной теплоизоляцией линии подачи жидкого азота к криоинструменту в целях недопущения испарения жидкого азота в системе подачи.

На рис. 3 приведена принципиальная схема криохирургической установки, реализующей охлаждение за счет подачи насыщенного жидкого хладагента.

В криохирургических установках одним из важных показателей является наличие функции экстренного отогрева криозонда. В системах с газообразными сжатыми хладагентами она реализуется подачей гелия, сжатого до давления 150 бар. Данный газ имеет отрицательный дроссель-эффект при температуре окружающей среды, т. е. при дросселировании нагревается. В системах с жидким азотом такая функция либо не предусмотрена, либо в зонде устанавливается электронагревательный элемент.

Криохирургические установки (см. рис. 2, 3) работают по разомкнутому циклу. Наличие расходуемого хладагента обуславливает следующие недостатки использования таких установок: затраты на постоянные закупки хладагентов; сложность с поставками хладагентов в отдаленные регионы и субъекты РФ;

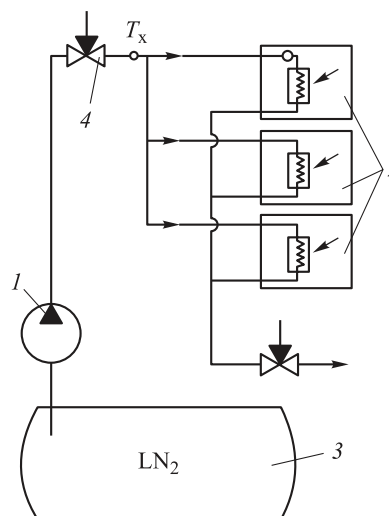


Рис. 3. Система № 2 с насосом для подачи жидкого азота:

1 — насос; 2 — криозонд; 3 — емкость с жидким азотом; 4 — регулирующий вентиль

наличие дорогостоящих специализированных емкостей (сосудов Дьюара) для хранения криогенных жидкостей; отведение в лечебных учреждениях специальных помещений для хранения баллонов с рабочим газом под давлением; необходимость получения специальных сертификатов при работе с криогенными жидкостями и баллонами под высоким давлением; относительно небольшое время непрерывного функционирования криохирургических установок.

Перспективным является создание криохирургических установок, не обладающих указанными недостатками. Обеспечить автономность работы (только за счет электроэнергии, без расходуемого хладагента) можно, если хладагент после того как его хладоресурс был потрачен не утилизировать, а возвращать в исходное состояние.

Вариант принципиальной схемы такой установки приведен на рис. 4. Реализуется циркуляция жидкого азота по контуру с помощью насоса. Хладагент охлаждается до температуры примерно 123 К за счет внешней холодильной машины в теплообменнике 4, которая может работать по замкнутому циклу. В целом такая система получается довольно сложной и дорогой.

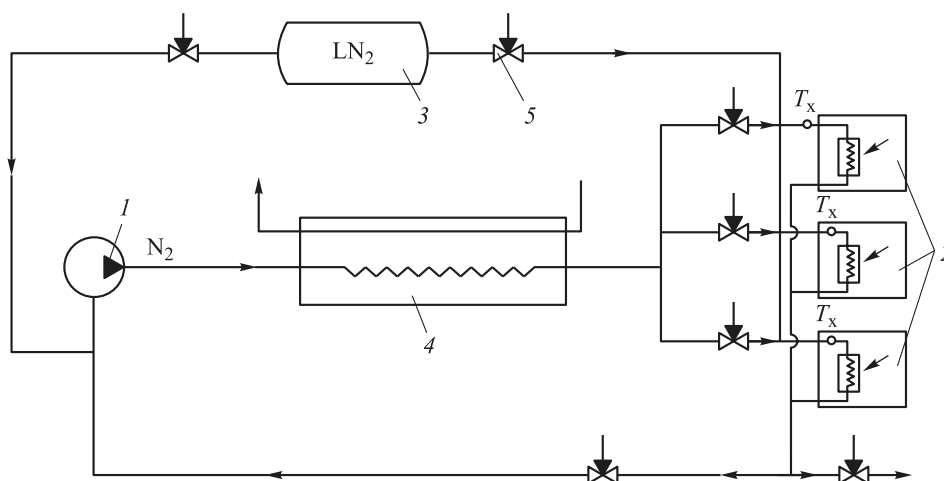


Рис. 4. Замкнутая система № 3 с циркуляционным насосом:

1 — циркуляционный насос; 2 — криозонд; 3 — резервуар с жидким азотом; 4 — теплообменник; 5 — регулирующий вентиль

Еще одним вариантом создания автономной криохирургической установки является организация замкнутого цикла, где хладагентом является вещество, непосредственно циркулирующее через криозонд. Например, если в криохирургической установке (см. рис. 2) вместо баллонов использовать компрессор, который сжимал бы до давления 240 бар хладагент (азот или аргон) после прохождения его через криозонд обратно с последующим охлаждением до температуры окружающей среды, то можно обеспечить работу такой установки только за счет электроэнергии. В данном случае понадобится трехступенчатый компрессор. Большие габаритные размеры, высокое энергопотребление, шум, высокая цена и

сложности с обеспечением отсутствия загрязнения сжимаемого газа смазочным маслом компрессора приведут к тому, что криохирургическая установка с таким компрессором не будет востребована. Именно поэтому такие системы в настоящее время не реализуются.

Авторами предлагается более современный подход к созданию автономных криохирургических установок — организация замкнутого однопоточного холодильного цикла на многокомпонентном хладагенте (также в литературе такие циклы называются автокаскадными). Подобные циклы известны и применяются в установках сжижения природного газа для получения низких температур в диапазоне от 233 до 103 К. В криохирургических установках подобные циклы ранее не использовались. На рис. 5 приведена принципиальная схема криохирургической установки, работающей по данному циклу.

Предлагаемая схема реализации цикла на многокомпонентном хладагенте была спроектирована для применения в криохирургических установках. Оптимизация рабочих параметров циклов проводилась с применением методов математического моделирования [27]. Авторами рассматривалось несколько вариантов многокомпонентного хладагента: на углеводородах (метан, этан, пропан, изобутан, азот); хладонах (метан, R113, R22, R23, R14, Ar); смеси углеводородов и хладонов (метан, изопентан, этан, пропан, изобутан, R14).

Конечный состав смеси, расход компонентов через микротеплообменники криоустановки, значения давления и работы сжатия циклов на заданную холодопроизводительность $Q_x = 180$ Вт приведены в табл. 1.

Наилучшие характеристики показала смесь № 2 на хладонах: минимальная работа компрессора и максимальная степень термодинамического совершенства. Но приведенный массовый расход слишком большой для микротеплообменников, поэтому выбран в качестве конечного варианта хладагент № 3 (CH_4 , C_5H_{12} , C_2H_6 , C_3H_8 , C_4H_{10} , R14).

После сжатия в поршневом герметичном компрессоре многокомпонентная рабочая смесь поступает в конденсатор, где охлаждается воздухом до 305 К (см. рис. 5). Затем поток попадает в сепаратор, где происходит разделение на жидкую и газообразную фазы и сепарация масла. Паровая фаза поступает в реку-

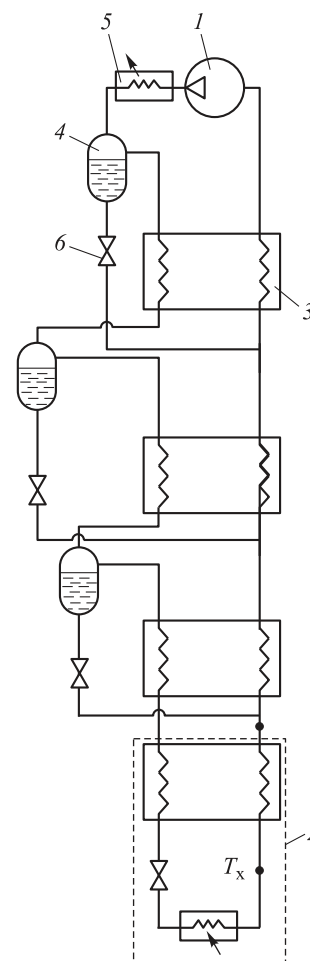


Рис. 5. Замкнутая система № 4 на многокомпонентном хладагенте:

1 — компрессор; 2 — криозонд; 3 — рекуперативный теплообменник; 4 — сепаратор фаз; 5 — конденсатор; 6 — дроссель

перативный теплообменник типа «труба в трубе». Жидкость, преимущественно высококипящий компонент, дросселируется и подмешивается к обратному потоку. Так реализуются три ступени охлаждения, и многокомпонентная рабочая смесь в виде пара поступает в рабочие криозонды. В зонде, в теплообменнике с эффектом Джоуля — Томпсона, смесь охлаждает до температуры 143 К рабочий наконечник. Система рассчитана на одновременное применение 12–14 зондов.

Таблица 1

Характеристики циклов с различными хладагентами

Параметры	Номер цикла					
	1		2		3	
	Состав, % мол.					
	CH ₄	45,6	CH ₄	32,2	CH ₄	34,2
	C ₂ H ₆	26,2	R113	11,5	C ₃ H ₁₂	15,6
	C ₃ H ₈	1,17	R22	20,8	C ₂ H ₆	20,9
	C ₄ H ₁₀	26,9	R23	17	C ₃ H ₈	15,6
	N ₂	<1	R14	17,9	C ₄ H ₁₀	1,7
			Ar	0,3	R14	12
$P_{всас}$, бар	4,3		2		2	
$P_{наг}$, бар	26		14		14	
Работа компрессора L , Дж	569		532		542	
Циркуляция хладагента через криозонды G , кг/ч	11,12		20,4		12,4	
Объем хладагента, проходящего через криозонды V , м ³ /ч	7,93		6,31		6,68	
Степень термодинамического совершенства η	0,354		0,379		0,373	

Основными особенностями предлагаемого цикла работы криохирургической установки являются высокая энергоэффективность (удельные затраты энергии составляют $\phi = L/Q_x = 2,93$; низкий перепад давлений в цикле (давление нагнетания компрессора не более 14 бар); многоступенчатая система сепарации смазочного масла компрессора, позволяющая обеспечить отсутствие попадания масла в криозонд и замерзания в нем.

Помимо многоступенчатой сепарации жидкого хладагента, вместе с маслом в системе предполагается использование масляных фильтров. Эффективность такой системы подтверждается работой [28].

Все приведенные ранее особенности позволяют использовать в криохирургических установках серийные герметичные холодильные смазываемые компрессоры. Такие компрессоры имеют малую стоимость и в десятки раз более высокий ресурс работы, нежели мембранные машины и поршневые компрессоры без смазывания пары поршень–цилиндр. Повышается надежность установки и значительно снижается ее стоимость. В результате холодильный агрегат для криохирургической установки будет примерно таким же по массогабаритам и стоимости, как холодильный агрегат в бытовом холодильнике.

Результаты сравнения криохирургических установок, рассмотренных ранее, в которых используются различные принципы охлаждения криозондов, приведены в табл. 2.

Таблица 2

Технические характеристики установок

Параметры	Номер установки (цикла)			
	1	2	3	4
Хладагент	Ar	Жидкий N ₂	Газообразный/жидкий N ₂	Смесь углеводородов и хладон
Расход хладагента на одну операцию, л	48	18	0	0
Объем хладагента, проходящего через один криозонд, л/мин	0,1–0,2	0,075	0,1–0,8	0,36
Рабочее давление, бар	240	25	100	14
Потребляемая мощность, Вт	700	600	700	542
Возможное количество зондов в наборе, шт.	25	16	25	12–14
Время выхода на режим, мин	2–3	2	2–3	10
Отогрев зонда	Гелием	Нагретым газом	Нет	Горячими парами хладагента
Масса установки, кг	100	85	–	–
Температура захлаживания, К	193–153	93	150–110	143
Производитель	Galil Medical, Израиль	Крио МТ, Украина	Патент Galil Medical, Израиль	Предлагается авторами настоящей работы

Предложенный авторами цикл № 4 замкнутый, хладагент в нем не расходуется и будет достаточно одной заправки на этапе производства установки, не будет требоваться постоянной поставки рабочего газа под высоким давлением.

В установках № 1 и № 2 в качестве хладагента используется азот. Его отсутствие в предлагаемом цикле исключит сложности перехода от пузырькового режима кипения к пленочному, при котором образуется паровая пленка, являющаяся термическим сопротивлением.

По сравнению с наиболее часто используемым разомкнутым циклом № 1 у предлагаемого цикла № 4 на порядок уменьшилось рабочее давление, что дает возможность снизить потенциальную опасность при работе с оборудованием.

Возможное число зондов, одновременно подключаемых к установке, уменьшилось до оптимальных 12–14 шт. Согласно данным работы [29], максимальное число криозондов, одновременно используемых во время операции, не превышает 14 шт.

Увеличилось время выхода установки на рабочий режим, но данный параметр не влечет за собой никаких последствий, поскольку криохирургические операции проходят в плановом режиме.

Сравнительный анализ установок показывает, что криохирургические установки на основе замкнутого однопоточного холодильного цикла на многокомпонентном хладагенте являются достойной альтернативой наиболее распространенным в настоящее время установкам, работающим по разомкнутым циклам Джоуля — Томпсона с использованием баллонов высокого давления. Такие установки могут найти широкое применение, особенно в районах, удаленных от мест производства сжатых медицинских газов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Шакуров А.В., Пушкарев А.В., Пушкарев В.А., Цыганов Д.И. Предпосылки для разработки нового поколения криохирургических аппаратов (обзор) // СТМ. 2017. Т. 9. № 2. С. 178–189. DOI: 10.17691/stm2017.9.2.23
2. Chua K.J. Computer simulations on multiprobe freezing of irregularly shaped tumors // Computers in Biology and Medicine. 2011. Vol. 41. No. 7. P. 493–505. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2011.04.015
3. Zhao F., Chen Zh.Q., Shi M.H. Numerical study on freezing-thawing phase change heat transfer in biological tissue embedded with two cryoprobes // Journal of Central South University of Technology. 2009. No. 16. P. 326–331. DOI: 10.1007/s11771-018-3742-7
4. Deng Z., Liu J. Numerical simulation of 3-D freezing and heating problems for combined cryosurgery and hyperthermia therapy // Numerical Heat Transfer, Part A: Applications. 2004. Vol. 46. No. 10. P. 587–611. DOI: 10.1080/10407780490487740
5. Теплофизическое моделирование криохирургической операции на примере рака предстательной железы / А.О. Васильев, А.В. Говоров, А.В. Пушкарев, Д.И. Цыганов, А.В. Шакуров // Технологии живых систем. 2014. № 11. С. 47–53.
6. Морозова Н.В., Пономарев Д.Е., Пушкарев А.В., Цыганов Д.И. Применение теплофизического моделирования при криохирургии печени // Российский онкологический журнал. 2014. № 4. С. 37.
7. Пушкарев А.В., Морозова Н.В., Цыганов Д.И. Теплофизическое моделирование процессов в биоткани как инструмент предоперационного планирования роботических криоопераций // Междунар. науч.-практич. конф. «Биотехнологии в комплексном развитии регионов». М.: ООО «Экспо-Биохим-Технологии», 2016. 70 с.
8. Zherdev A.A., Shakurov A.V., Pushkarev A.V., Burkov I.A., et al. Measurement of characteristics of cryoprobes under different operation modes // Biomedical Engineering. 2017. Vol. 50. No. 5. P. 344–347. DOI: 10.1007/s10527-017-9652-4
9. Жердев А.А., Цыганов Д.И., Шакуров А.В. и др. Экспериментальное исследование тепловых характеристик малоинвазивных криозондов при различной мощности охлаждения // Медицинская техника. 2017. № 5 (305). С. 15–18.
10. Пушкарев А.В., Цыганов Д.И., Шакуров А.В., Шафранов В.В. Экспериментальное исследование малогабаритного криодеструктора для детской хирургии // Детская хирургия. 2016. Т. 20. № 5. С. 259–263.

11. Жердев А.А., Цыганов Д.И., Пушкарев А.В. и др. Investigation of the effect of heating catheter on freezing regions during prostate cryoablation // Высотехнологическая медицина. 2017. Т. 4. № 3. С. 64.
12. Цыганов Д.И. Теоретические и экспериментальные основы создания криохирургической аппаратуры и медицинских технологий ее применения. Дисс. ... д-ра техн. наук. М.: ВНИИИМТ, 1994. 315 с.
13. Gage A.A., Baust J. Mechanisms of tissue injury in cryosurgery // Cryobiology. 1998. Vol. 37. No. 3. P. 171–186. DOI: 10.1006/cryo.1998.2115
14. Пушкарев А.В., Васильев А.О., Шептунов С.А., Цыганов Д.И. Исследование факторов повреждения биотканей для создания криохирургического оборудования // Известия вузов. Поволжский регион. Медицинские науки. 2016. № 4 (40). С. 122–134.
15. Seifert J.K., Morris D.L. Indicators for recurrence following cryotherapy for hepatic metastases from colorectal cancer // British Journal of Surgery. 1999. Vol. 86. No. 2. P. 234–240. DOI: 10.1046/j.1365-2168.1999.00995.x
16. Gibo Y., Desmet V. Study of the usefulness and the limits of ultrasonic diagnostic criteria for diagnosis of liver tumors // Acta Gastroenterologica Belgica. 1992. No. 7. P. 405–414.
17. Шафранов В.В., Цыганов Д.И., Поляев Ю.А. Возможности криохирургии // Анналы хирургии. 1996. № 4. С. 47–52.
18. Цыганов Д.И. Теплофизические аспекты криохирургии. М.: Рос. мед. акад. последипломного образования, 2005. 180 с.
19. Пушкарев А.В. Теоретическое и экспериментальное исследование теплообмена при многозондовом низкотемпературном воздействии на биоткани: Дисс. ... канд. техн. наук. М.: 2017. 178 с.
20. Цыганов Д.И., Пушкарев А.В., Морозова Н.В. Изучение возможностей применения инвазивных термосенсоров для контроля температуры в биоткани // Междунар. науч.-практич. конф. «Биотехнология и качество жизни». М.: ЗАО «Экспо-Биохим-Технологии», 2014. С. 185–186.
21. Архаров А.М., Буткевич И.К. Машины низкотемпературной техники. Криогенные машины и инструменты. М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2015. 531 с.
22. Longworth R.C. Cryoprobe. Patent US 5452582A. 1994.
23. Mikus P.W., Kelly G.L., Brady R.K. Cryoprobe Patent US 5800487A. 1998.
24. Dobak J.D., Ghaerzadeh K., Yu X. Cryosurgical probe with sheath. Patent US 6475212B2. 2002.
25. Zvuloni R., Schatzberger S. Multiple cryoprobe apparatus and method. Patent US 6706037B2. 2000.
26. Криоабляция простаты у пациентов с местнораспространенным раком предстательной железы: клинико-экспериментальное обоснование / А.В. Говоров, А.О. Васильев, А.В. Пушкарев, Д.И. Цыганов, Д.Ю. Пушкарь // Качество. Инновации. Образование. 2016. Т. 2. № 2. С. 33–38.
27. Яковлев В.И., Бычков Е.Г., Макаров Б.А., Самохвалов Я.В. Результаты теоретических и экспериментальных исследований холодильной машины ультранизкотемпературного медицинского морозильника для обеспечения криодеструкции и длительного хранения медико-биологических объектов // Проблемы развития корабельного вооружения и судового радиоэлектронного оборудования. 2016. № 3 (8). С. 51–59.

28. Лавренченко Г.К. Разработка микрокриогенной системы на многокомпонентном рабочем теле, реализующей модифицированный цикл Клименко // Технические газы. 2009. № 5. С. 21–25.

29. Жернов А.А., Кешишев Н.Г., Шадеркин И.А., Корякин А.В. Криотерапия рака предстательной железы // Экспериментальная и клиническая урология. 2010. № 2. С. 72–77.

Рябина Мария Михайловна — инженер лаборатории кафедры «Холодильная и криогенная техника, системы кондиционирования и жизнеобеспечения» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Российская Федерация, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1).

Кротов Александр Сергеевич — канд. техн. наук, доцент кафедры «Холодильная и криогенная техника, системы кондиционирования и жизнеобеспечения» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Российская Федерация, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1).

Крылов Владимир Иванович — канд. техн. наук, директор НИИ энергетического машиностроения МГТУ им. Н.Э. Баумана (Российская Федерация, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1).

Андреев Николай Алексеевич — студент кафедры «Холодильная и криогенная техника, системы кондиционирования и жизнеобеспечения» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Российская Федерация, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1).

Просьба ссылаться на эту статью следующим образом:

Рябина М.М., Кротов А.С., Крылов В.И., Андреев Н.А. Сравнительный анализ схем криохирургических установок // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Машиностроение. 2018. № 4. С. 116–129. DOI: 10.18698/0236-3941-2018-4-116-129

COMPARATIVE ANALYSIS OF CRYOSURGICAL SYSTEM DESIGNS AND PROPOSING AN OPTIMUM ONE IN TERMS OF AUTONOMY

M.M. Ryabinina

A.S. Krotov

V.I. Krylov

N.A. Andreev

Riabinina.marya19@yandex.ru

krotov@bmstu.ru

kvi@bmstu.ru

al-nikoly@yandex.ru

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation

Abstract

The study compares the features of contemporary cryosurgical systems used in transcutaneous surgery, analyses work cycle diagrams, and specifies advantages and disadvantages. We describe the principles of operation and design of one of the minimally invasive probes used in cryosurgery. We consider the cell death mechanism in cryodestruction. We propose a promising direction for upgrading cryosurgical systems, that is, using a closed work cycle employing a multi-component refrigerant blend, which has no analogues in the field today. We compared work cycle characteristics for running on

Keywords

Cryosurgical system, cryoprobe, micro-scale heat exchanger, cooling capacity, refrigerant

various refrigerants and selected a multi-component refrigerant that ensures the best cycle parameters. The optimum choice is the one corresponding to minimum compression work and maximum thermodynamic degree of perfection in a cycle

Received 15.05.2017

© BMSTU, 2018

REFERENCES

- [1] Shakurov A.V., Pushkarev A.V., Pushkarev V.A., Tsyganov D.I. Prerequisites for developing new generation cryosurgical devices (review). *STM [Modern Technologies in Medicine]*, 2017, vol. 9, no. 2, pp. 178–189 (in Russ.). DOI: 10.17691/stm2017.9.2.23
- [2] Chua K.J. Computer simulations on multiprobe freezing of irregularly shaped tumors. *Computers in Biology and Medicine*, 2011, vol. 41, no. 7, pp. 493–505. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2011.04.015
- [3] Zhao F., Chen Zh.Q., Shi M.H. Numerical study on freezing-thawing phase change heat transfer in biological tissue embedded with two cryoprobes. *Journal of Central South University of Technology*, 2009, no. 16, pp. 326–331. DOI: 10.1007/s11771-018-3742-7
- [4] Deng Z., Liu J. Numerical simulation of 3-D freezing and heating problems for combined cryosurgery and hyperthermia therapy. *Numerical Heat Transfer, Part A: Applications*, 2004, vol. 46, no. 10, pp. 587–611. DOI: 10.1080/10407780490487740
- [5] Vasil'ev A.O., Govorov A.V., Pushkarev A.V., Tsyganov D.I., Shakurov A.V. Thermophysical modeling of cryosurgery with the case study of prostate cancer. *Tekhnologii zhivyykh system [Journal Technologies of Living Systems]*, 2014, no. 11, pp. 47–53 (in Russ.).
- [6] Morozova N.V., Ponomarev D.E., Pushkarev A.V., Tsyganov D.I. Thermophysical modeling application in liver cryosurgery. *Rossiyskiy onkologicheskiy zhurnal [Russian Journal of Oncology]*, 2014, no. 4, pp. 37 (in Russ.).
- [7] Pushkarev A.V., Morozova N.V., Tsyganov D.I. [Thermophysical modeling of processes in biological tissue as a tool for preoperative planning robotic cryosurgery]. *Mezhd. nauch.-praktich. konf. «Biotekhnologii v kompleksnom razvitii regionov [Int. Sci.-Pract. Conf. "Biotechnologies in complex development of regions"]*. Moscow, OOO «Ekspo-Biokhim-Tekhnologii» Publ., 2016. 70 p.
- [8] Zherdev A.A., Shakurov A.V., Pushkarev A.V., Burkov I.A., et al. Measurement of characteristics of cryoprobes under different operation modes. *Biomedical Engineering*, 2017, vol. 50, no. 5, pp. 344–347. DOI: 10.1007/s10527-017-9652-4
- [9] Zherdev A.A., Tsyganov D.I., Shakurov A.V., et al. Experimental study of thermal characteristics of minimally invasive cryoprobe for different values of cooling power. *Meditsinskaya tekhnika*, 2017, no. 5 (305), pp. 15–18 (in Russ.).
- [10] Pushkarev A.V., Tsyganov D.I., Shakurov A.V., Shafranov V.V. An experimental study of a miniature cryodestructor in pediatric surgery. *Detskaya khirurgiya [Russian Journal of Pediatric Surgery]*, 2016, vol. 20, no. 5, pp. 259–263 (in Russ.).
- [11] Zherdev A.A., Tsyganov D.I., Pushkarev A.V., et al. Investigation of the effect of heating catheter on freezing regions during prostate cryoablation. *Vysokotekhnologicheskaya meditsina*, 2017, vol. 4, no. 3, pp. 64.
- [12] Tsyganov D.I. Teoreticheskie i eksperimental'nye osnovy sozdaniya kriokhirurgicheskoy apparatury i meditsinskikh tekhnologiy ee primeneniya. Diss. dok. tekh. nauk [Theoretical and experimental basis for creating cryosurgery technique and medical technologies for its application. Doc. tech. sci. diss.]. Moscow, VNIIMT Publ., 1994. 315 p.

- [13] Gage A.A., Baust J. Mechanisms of tissue injury in cryosurgery. *Cryobiology*, 1998, vol. 37, no. 3, pp. 171–186. DOI: 10.1006/cryo.1998.2115
- [14] Pushkarev A.V., Vasil'ev A.O., Sheptunov S.A., Tsyganov D.I. Research of biological tissues injury factors for cryosurgery equipment design. *Izvestiya VUZov. Povolzhskiy region. Meditsinskie nauki* [University proceedings. Volga region. Medical sciences], 2016, no. 4 (40), pp. 122–134 (in Russ.).
- [15] Seifert J.K., Morris D.L. Indicators for recurrence following cryotherapy for hepatic metastases from colorectal cancer. *British Journal of Surgery*, 1999, vol. 86, no. 2, pp. 234–240. DOI: 10.1046/j.1365-2168.1999.00995.x
- [16] Gibo Y., Desmet V. Study of the usefulness and the limits of ultrasonic diagnostic criteria for diagnosis of liver tumors. *Acta Gastroenterologica Belgica*, 1992, no. 7, pp. 405–414.
- [17] Shafranov V.V., Tsyganov D.I., Polyayev Yu.A. Capabilities of cryosurgery. *Annaly khirurgii* [Annals of Surgery], 1996, no. 4, pp. 47–52 (in Russ.).
- [18] Tsyganov D.I. Teplofizicheskie aspekty kriokhirurgii [Thermal-physical fundamentals of cryosurgery]. Moscow, Ros. med. akad. poslediplom. obrazovaniya Publ., 2005. 180 p.
- [19] Pushkarev A.V. Teoreticheskoe i eksperimental'noe issledovanie teploobmena pri mnogozonovom nizkotemperaturnom vozdeystvii na biotkani. Diss. kand. tekhn. nauk [Theoretical and experimental study of heat exchange in case of multiple low-temperature impact on bio-tissue]. Moscow, 2017. 178 p.
- [20] Tsyganov D.I., Pushkarev A.V., Morozova N.V. [The study of the possibility of use the invasive thermosensors for temperature control in biological tissue]. *Mezhd. nauch.-praktich. konf. «Biotekhnologiya i kachestvo zhizni»* [Int. Sci.-Pract. Conf. "Biotechnology and Quality of Life"]. Moscow, ZAO «Ekspo-Biokhim-Tekhnologii» Publ., 2014, pp. 185–186.
- [21] Arkharov A.M., Butkevich I.K. Mashiny nizkotemperaturnoy tekhniki. Kriogennyye mashiny i instrument [Low-temperature technique machines. Cryo-machines and tools]. Moscow, Bauman MSTU Publ., 2015. 531 p.
- [22] Longworth R.C. Cryoprobe. Patent US 5452582A. 1994.
- [23] Mikus P.W., Kelly G.L., Brady R.K. Cryoprobe. Patent US 5800487A. 1998.
- [24] Dobak J.D., Ghaerzadeh K., Yu X. Cryosurgical probe with sheath. Patent US 6475212B2. 2002.
- [25] Zvuloni R., Schatzberger S. Multiple cryoprobe apparatus and method. Patent US 6706037B2. 2000.
- [26] Govorov A.V., Vasil'ev A.O., Pushkarev A.V., Tsyganov D.I., Pushkar' D.Yu. Cryoablation of the prostate in patients with locally advanced prostate cancer: clinical and experimental study. *Kachestvo. Innovatsii. Obrazovanie*, 2016, vol. 2, no. 2, pp. 33–38 (in Russ.).
- [27] Yakovlev V.I., Bychkov E.G., Makarov B.A., Samokhvalov Ya.V. Theoretical and experimental study results of refrigerator of ultra-low-temperature medical deep-freezer for providing cryodestruction and longterm storage of biomedical onjects. *Problemy razvitiya korabel'nogo vooruzheniya i sudovogo radioelektronnogo oborudovaniya*, 2016, no. 3 (8), pp. 51–59.
- [28] Lavrenchenko G.K. Creation of microcryogenic systems on multicomponent working bodies realized a modify Kleemenko's cycle. *Tekhnicheskie gazy* [Industrial Gases], 2009, no. 5, pp. 21–25 (in Russ.).

[29] Zhernov A.A., Keshishev N.G., Shaderkin I.A., Koryakin A.V. Prostate cancer cryotherapy. *Ekspierimental'naya i klinicheskaya urologiya* [Experimental and Clinical Urology], 2010, no. 2, pp. 72–77 (in. Russ.).

Ryabinina M.M. — Engineer, Laboratory of Department of Refrigeration, Cryogenic Engineering, Air Conditioning and Life Support Systems, Bauman Moscow State Technical University (2-ya Baumanskaya ul. 5, str. 1, Moscow, 105005 Russian Federation).

Krotov A.S. — Cand. Sc. (Eng.), Assoc. Professor, Department of Refrigeration, Cryogenic Engineering, Air Conditioning and Life Support Systems, Bauman Moscow State Technical University (2-ya Baumanskaya ul. 5, str. 1, Moscow, 105005 Russian Federation).

Krylov V.I. — Cand. Sc. (Eng.), Director, Scientific Research Institute of Power Engineering, Bauman Moscow State Technical University (2-ya Baumanskaya ul. 5, str. 1, Moscow, 105005 Russian Federation).

Andreev N.A. — student, Department of Refrigeration, Cryogenic Engineering, Air Conditioning and Life Support Systems, Bauman Moscow State Technical University (2-ya Bauman-skaya ul. 5, str. 1, Moscow, 105005 Russian Federation).

Please cite this article in English as:

Ryabinina M.M., Krotov A.S., Krylov V.I., Andreev N.A. Comparative Analysis of Cryosurgical System Designs. *Vestn. Mosk. Gos. Tekh. Univ. im. N.E. Baumana, Mashinostr.* [Herald of the Bauman Moscow State Tech. Univ., Mech. Eng.], 2018, no. 4, pp. 116–129 (in Russ.).

DOI: 10.18698/0236-3941-2018-4-116-129