

Экспериментальное исследование тепловых характеристик малоинвазивных кризондов при различной мощности охлаждения

Аннотация

Применение компьютерных программ для планирования и контроля хода криохирургических операций – перспективное направление совершенствования криохирургии. Для разработки таких программ необходимо иметь подробные данные о температурных характеристиках используемых кризондов. Авторами экспериментальным путем были получены температурные распределения по длине рабочей поверхности для двух типов малоинвазивных кризондов в зависимости от времени при различных режимах эксплуатации (при непрерывной подаче со 100%-й холодопроизводительностью и при импульсной подаче в режимах 20, 40, 60, 80 %). Полученные результаты возможно использовать при моделировании многозондовых криохирургических операций в программных комплексах численного моделирования как с применением серийно выпускаемых кризондов, так и для оценки эффективности разрабатываемых кризондов.

В настоящее время в России продолжается внедрение технологий малоинвазивной многозондовой криохирургии [1], [2]. Потребность в создании новых средств планирования и контроля хода криохирургических операций неоспорима, поскольку их разработка и внедрение в клиническую практику позволят значительно повысить качество проводимых операций и снизить количество осложнений.

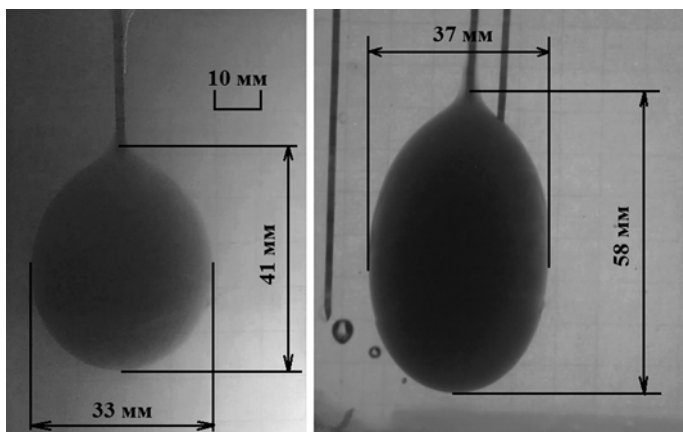


Рис. 1. Размеры и форма замороженной области при работе кризондов «IceSeed» (слева) и «IceRod» (справа) при их размещении в теплофизическом аналоге биоткани (желатин – 5 %, вода – 95 %) для режима максимальной холодопроизводительности, стандартного давления и алгоритма подачи газа

Из общего числа криохирургического оборудования, находящегося в лечебно-профилактических учреждениях РФ, наиболее часто применяется аппарат третьего поколения «SeedNet Gold» (фирма-изготовитель «Galil medical»). При планировании криохирургических операций проводится выбор типа применяемых кризондов. В настоящее время для проведения криохирургических операций могут быть использованы две разновидности малоинвазивных кризондов (внешним диаметром 1,5 мм): «IceSeed» и «IceRod» (иные модели кризондов на момент написания статьи не зарегистрированы для клинического применения на территории РФ). Кризонд «IceSeed» содержит одну капиллярную трубку для подвода газа в область дроселирования. Такая конструкция обеспечивает формирование «ледяного» шара – замороженной области биоткани, близкой по форме к сферической. Кризонд «IceRod» содержит две капиллярные трубки, смещенные друг относительно друга. Это приводит к формированию «ледяного» шара большего размера, форма которого близка к эллипсоидной. На рис. 1 представлены экспериментально полученные области замораживания для режима максимальной холодопроизводительности при стандартных давлении и алгоритме подачи газа: 10-минутный цикл замораживания, 5-минутный

цикл пассивного оттаивания, повторный 10-минутный цикл замораживания. Проведенные ранее экспериментальные исследования показали, что для полного уничтожения раковых клеток необходимо достижение температуры -40°C и что двойной цикл замораживания более эффективен, чем одиночный [3]. В ходе рассматриваемого исследования экспериментально было показано, что полученные замороженные области близки к областям, заявленным фирмой-изготовителем (33×38 мм – для кризонда «IceSeed» и 41×60 мм – для кризонда «IceRod»).

Определившись с необходимым типом кризондов, необходимо задать их количество и расположение в целевой области для достижения температуры некроза во всем требуемом объеме. В аппарате «SeedNet Gold» возможно применение до 25 кризондов и 5 термопар, распределенных по шаблонной решетке с различной глубиной погружения и интенсивностью охлаждения. Потенциально возможны и другие расположения различных по характеристикам кризондов.

Решение относительно количества, типа используемых кризондов, а также их расположения в ткани пациента принимается интраоперационно [1], [4]. Дополнительные механизмы планирования могут снизить риск неблагоприятного исхода криохирургической процедуры. Следствием этого станет снятие значительного числа ограничений в применении многозондовой криохирургии в клинической практике.

Перспективным вариантом совершенствования способов планирования и контроля хода криохирургических операций является создание компьютерных программ прогнозирования температурных полей, последующей оптимизации расположения кризондов и их контроля в режиме реального времени по показаниям термосенсоров. Такие программы потенциально могут позволить прецизионно дозировать криовоздействие. Для их создания, кроме всего прочего, необходимо экспериментально получить данные по температурным распределениям на поверхности рабочей длины кризондов при различных режимах работы.

Ранее нами были получены данные для режимов охлаждения и нагрева под тепловой нагрузкой и без нее [5]-[7]. Полученные граничные условия справедливы только для кризонда «IceRod», и их использование возможно только при условии режима непрерывной подачи газа (100%-я холодопроизводительность) с последующим пассивным оттаиванием.

На данный момент в основном проводятся исследования по определению тепловых полей в целевой зоне воздействия без учета особенностей распределения температуры на рабочей длине кризондов, что приводит к значительной неточности. Отмечается, что типичный протокол охлаждения для кризондов, работающих на газообразном аргоне на эффекте Джоуля-Томсона, следующий: понижение температуры от 37 до -145°C за 30 с и далее – постоянная температура -145°C [8]. Проводилось моделирование замораживания биотканей лег-

кого, при этом температура на всей рабочей длине криоинструмента принималась постоянной на уровне $-196\text{ }^{\circ}\text{C}$ [9]. Приведенные подходы носят упрощающий характер, который не учитывает, во-первых, работу криозонда под нагрузкой, т. е. в биоткани или модельной среде, во-вторых, градиент температур по длине рабочей поверхности криозонда, которая, в свою очередь, зависит от конструкции инструмента.

На практике врачи нередко используют импульсный режим работы криозондов для формирования требуемой области заморозки. Данный режим обеспечивается подачей газа программно-управляемыми клапанами, входящими в состав криоаппарата третьего поколения, причем на входе в криозонд давление аргона составляет (240 ± 2) бар независимо от режима работы. Время открытия клапана (время импульса) прямо пропорционально выбранной величине холодопроизводительности. Следовательно, для предоперационного планирования в виде теплофизического моделирования необходимо иметь данные о граничных условиях на поверхности криозондов во всем диапазоне регулирования холодопроизводительности, полученные под номинальной тепловой нагрузкой.

Методика получения граничных условий

Общий вид экспериментальной стенда показан на рис. 2. Стенд состоит из источника газа (баллона с аргоном высокого давления), криоаппарата «SeedNet Gold», криозонда и измерительного модуля. Общий принцип работы стенда описан нами ранее [5], [7].



Рис. 2. Общий вид экспериментальной установки

В процессе проведения эксперимента осуществлялось замораживание теплофизического аналога биоткани – желатинового геля с влажностью 95 %. Датчики, зафиксированные на рабочей длине криозонда с интервалом 5 мм, регистрировали значения температуры в зависимости от времени с шагом до 0,1 с. Первичные данные от датчиков передавались в измерительный модуль, включающий в себя два блока. Первый блок, состоящий из источника питания, преобразователя АС4 и модуля ввода MB-110 производства «ОВЕН», обрабатывал данные с термопар (медь-константан), расположенных на удалении от криозондов для проверки работы системы. Второй блок, состоящий из модулей i-87K8, i-87013 и ADM-4520 производства «ICP CON», обрабатывал данные с платиновых термометров сопротивления, расположенных на криозонде. Полученные с обоих блоков данные передавались в SCADA-программу и сохранялись в табличном виде.

Результаты и обсуждение

В результате проведенных экспериментов получены распределения температур на рабочей длине обоих описанных выше типов криозондов при различных режимах работы (рис. 3, 4).

При проведении эксперимента возникает погрешность измерения, связанная с конструкцией крепления и фиксации платиновых термометров сопротивления к криозонду. Фиксатор имеет достаточно большие размеры [7], что приводит к повышению инерционности показаний термометра сопротивления. Помимо этого, присутствуют методическая погрешность размещения температурных датчиков на внешней поверхности

криозонда, инструментальная погрешность преобразования сигналов.

Для определения влияния описанных погрешностей эксперимента и общей проверки корректности полученных экспериментальных результатов с целью применения в компьютерной программе проведен расчет в программном комплексе конечно-элементного анализа Ansys. Для проведения расчета аналогично проведенным физическим экспериментам была создана расчетно-геометрическая модель и наложены соответствующие условия однозначности. Экспериментально полученные температурные зависимости на рабочей длине криозонда были заданы в качестве граничных условий первого рода. Теплофизические свойства желатинового геля (теплоемкость, теплопроводность и плотность) были приняты в зависимости от температуры (табл. 1) [7], [10]. В качестве допущения плотность была задана постоянной величиной $950\text{ кг}\cdot\text{м}^{-3}$.

Учет скрытой теплоты фазового перехода жидкой фазы в твердую для модельной среды при замораживании был осуществлен путем скачкообразного изменения ее теплоемкости в растянутом диапазоне фазового перехода [7], [10].

Таблица 1

Теплофизические свойства желатинового геля

Температура, $^{\circ}\text{C}$	Теплоемкость, $\text{Дж}\cdot\text{кг}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$	Теплопроводность, $\text{Вт}\cdot\text{м}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$
40	4026	0,630
10	4002	0,593
-0,10	3945	0,578
-0,11	24144	0,578
-14,30	24144	1,900
-14,31	1979	1,900
-20	1922	1,978
-40	1762	2,166
-60	1622	2,566
-80	1467	2,866
-100	1364	3,266

Сравнивались размеры области замораживания. Наиболее характерным индикатором для сравнения было моделирование работы криозонда «IceRod» при максимальной холодопроизводительности в течение 10 мин. Сравнение размеров расчетной ($24,0 \times 53,5$ мм в вертикальной плоскости) и экспериментальной ($24,8 \times 55,3$ мм в вертикальной плоскости) областей замораживания модельной среды (максимальные размеры в конце расчета, рис. 5) показало незначительные отклонения. Аналогичное сравнение было проведено для граничных условий, полученных для криозонда «IceSeed». Величина отклонения составила не более 10 % на временном интервале, а в конечный момент времени составила не более 5 %. Таким образом, можно сделать вывод о достаточной точности полученных граничных условий для использования в предоперационном планировании криоопераций.

Наличие скачков при определении граничных условий на режимах 20...80 % и их отсутствие при режиме 100 % холодопроизводительности объясняется импульсной подачей газа в криозонд. Полученные данные можно напрямую использовать при расчетах, наличие скачкообразных граничных условий не влияет на точность расчетов.

Заключение

Полученные результаты возможно использовать при моделировании многозондовых криохирургических операций с использованием серийно выпускаемых криозондов, а также для оценки эффективности разрабатываемых криозондов. Использование полученных данных на предоперационном этапе позволит существенно снизить время интраоперационного планирования хода криохирургических операций, предоставив возможность для многокритериальной оптимизации криовоз-

действия. Применение компьютерных программ при планировании операций – перспективное направление для совершенствования методики проведения операций. Такие программы могут повысить точность расчета и обеспечения дозы криодействия, в особенности для сложных конфигураций целевой области с использованием группы малоинвазивных криозондов.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект 16-19-10567).

Список литературы:

1. Пушкарь Д.Ю. Рак простаты. От протеомики и геномики к хирургии. – Ростов н/Д: Изд-во ЮНЦ РАН, 2017. 288 с.
2. Говоров А.В., Васильев А.О., Иванов В.Ю., Ковылина М.В., Прилепская Е.А., Пушкарь Д.Ю. Лечение рака предстательной железы при помощи криоабляции: проспективное исследование // Урология. 2014. № 6. С. 69-74.
3. Говоров А.В., Васильев А.О., Пушкарь Д.Ю. Основы криобиологии рака предстательной железы // Владикавказский медико-биологический вестник. 2015. № 2. С. 76-84.

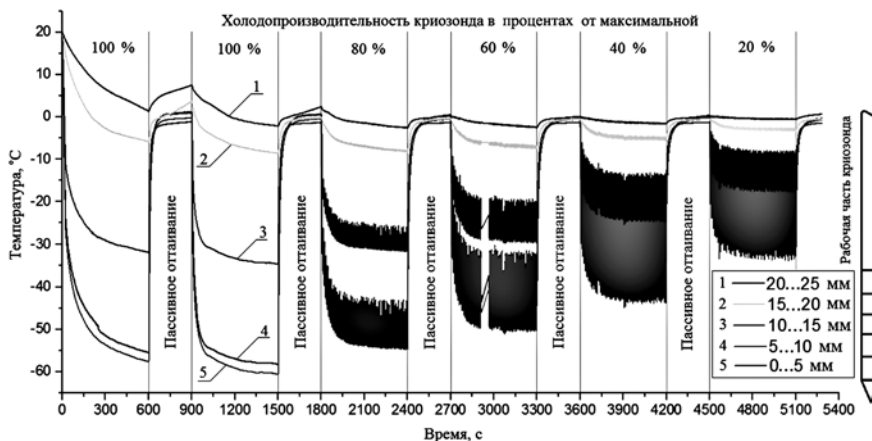


Рис. 3. Зависимость температуры на поверхности криозонда «IceSeed» от времени при режимах работы 20, 40, 60, 80 и 100 % холодопроизводительности

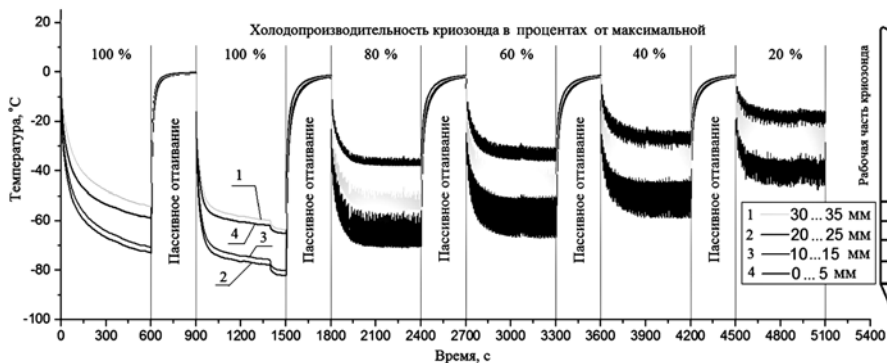


Рис. 4. Зависимость температуры на поверхности криозонда «IceRod» от времени при режимах работы 20, 40, 60, 80 и 100 % холодопроизводительности

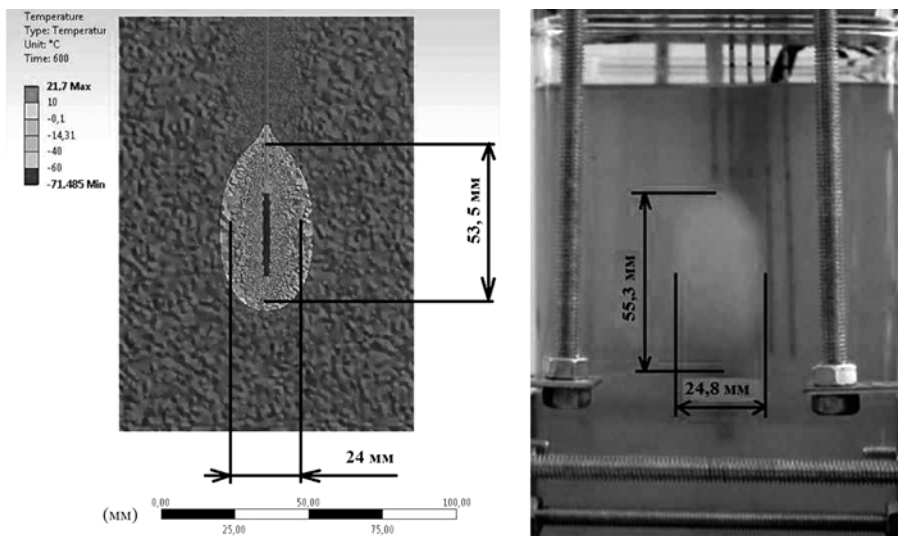


Рис. 5. Сравнение областей замораживания, полученных при расчете (слева) и в ходе эксперимента (справа) при работе криозонда в течение 600 с

4. *Говоров А.В., Пушкарь Д.Ю., Васильев А.О.* Кривоабляция предстательной железы // Методические рекомендации. 2015. № 20.
5. *Жердев А.А., Шакуров А.В., Пушкарев А.В., Бурков И.А., Антонов Е.А., Васильев А.О., Белозеров А.Г.* Исследование характеристик криозондов при различных режимах работы // Медицинская техника. 2016. № 5. С. 41-44.
6. *Бурков И.А., Пушкарев А.В., Цыганов Д.И., Шакуров А.В.* Исследование температурного распределения на рабочей поверхности малоинвазивного криозонда // Автоматизация. Современные технологии. 2015. № 9. С. 23-25.
7. *Пушкарев А.В.* Теоретическое и экспериментальное исследование теплообмена при многозондовом низкотемпературном воздействии на биоткани / Дис. ... канд. техн. наук: 05.04.03. – М., 2017. 178 с.
8. *Rabin Y., Stahovich T.F.* Cryoheater as a means of cryosurgery control // Phys. Med. Biol. 2002. № 48. PP. 619-632.
9. *Котова Т.Г., Коченов В.И., Цыбусов С.Н., Мадаев Д.Ю., Гурин А.В.* Расчет эффективности времени замораживания при криохирургии рака легкого на основе моделирования по методу Годунова // Современные технологии в медицине (СТМ). 2016. Т. 8. № 1. С. 48-54.
10. *Белозеров А.Г., Березовский Ю.М., Королев И.А., Пушкарев А.В.* Дифференциальная сканирующая калориметрия в исследованиях теплофизических характеристик биологических тканей в широком диапазоне температур // Международный научно-исследовательский журнал. 2016. № 12 (54). Ч. 3. С. 14-20.

Анатолий Анатольевич Жердев,
 д-р техн. наук, профессор,
 руководитель НУК «Энергомашиностроение»
 МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Дмитрий Игоревич Цыганов,
 д-р техн. наук, профессор,
 кафедра «Холодильная, криогенная техника.
 Системы кондиционирования и жизнеобеспечения»,
 МГТУ им. Н.Э. Баумана,
 зав. кафедрой медицинской техники,
 ФГБОУ ДПО РМАНПО Минздрава РФ,
Алексей Валерьевич Шакуров,
 канд. техн. наук, зав. отделом 3.1,
Александр Васильевич Пушкарев,
 инженер 1-й категории отдела 3.1,
Иван Александрович Бурков,
 инженер 2-й категории отдела 3.1,
 НИИ «Энергомашиностроение»
 МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Александр Олегович Васильев,
 канд. мед. наук, ассистент,
 кафедра урологии,
 Московский государственный
 медико-стоматологический
 университет им. А.И. Евдокимова,
Александр Олегович Сухих,
 лаборант отдела 3.1,
 НИИ «Энергомашиностроение»
 МГТУ им. Н.Э. Баумана,
 г. Москва,
 e-mail: ivanburkov1991@mail.ru

М.Л. Таубин, А.А. Ясколко, Д.А. Чесноков

Оценка температуры фокусного пятна анодов мощных рентгеновских трубок

Аннотация

Представлены результаты расчетов температурных полей вращающихся анодов мощных рентгеновских трубок, приведен обзор свойств основных анодных материалов.

Введение

Современным рентгеновским трубкам медицинского назначения, предназначенным для таких аппаратов, как ангиографы и компьютерные томографы, присущи выходные мощности, нередко превышающие 100 кВт. Подавляющая часть этой энергии выделяется на аноде, разогревая его до высоких температур, поэтому допустимые нагрузки трубок во многом определяются соотношением рабочих температур анода с предельными температурами, которые способны выдержать материалы, входящие в его состав. Определение рабочих температур вращающегося анода экспериментальными методами является крайне сложной, а в некоторых случаях практически невозможной задачей, поскольку неоднородности температурного поля анода составляют тысячи градусов Цельсия, а скорости нагрева могут достигать десятков тысяч градусов в секунду. В таких условиях основным инструментом оценки рабочих температур анода и, как следствие, его работоспособности на этапе разработки является расчетное моделирование.

Современные вращающиеся аноды мощных рентгеновских трубок выполняют, как правило, биметаллическими, с основой из молибдена различных марок и покрытием из вольфрама или сплава вольфрам-рений с концентрацией рения в диа-

пазоне от 5 до 10 %. Молибденовая основа обеспечивает конструктивную прочность, а вольфрам-рениевое покрытие, благодаря повышенным прочности и пластичности («рениевый эффект»), достаточно большому атомному номеру вольфрама ($Z = 74$) и высокой температуре плавления, позволяет получать интенсивное рентгеновское излучение при достаточно малых размерах фокусного пятна. Для использования в трубках, в которых требуется высокая теплоемкость анодов, что характерно для трубок компьютерных томографов, ангиографов и других сканирующих аппаратов, к молибдену с обратной фокусной дорожкой стороны припаивают графитовый аккумулятор. В некоторых случаях аноды выполняют без молибденовой основы, формируя вольфрамовое покрытие непосредственно на графите [1]. Такие аноды, при более высоких значениях теплоемкости и степени черноты, существенно легче, однако существует проблема взаимодействия графита и вольфрама. Эта проблема решается формированием диффузионного барьера между вольфрамом и графитом.

Анализ температур фокусного пятна

Первым критерием, ограничивающим допустимую нагрузку трубки, является максимальная температура фокусной дорожки, соответствующая точкам на аноде в момент прохо-