



**ОБЪЕДИНЕННЫЙ
ИНСТИТУТ
ЯДЕРНЫХ
ИССЛЕДОВАНИЙ**

Дубна

Д8-2000-87

В.Н.Павлов

КРИОХИРУРГИЧЕСКИЙ АППАРАТ

Направлено в журнал «Cryogenics»

2000

ВВЕДЕНИЕ

Данная работа оказалась удачной попыткой подойти по-новому [1-3] к созданию оптимальной конструкции криохирургического аппарата (КХА) для медицинской практики и косметологии. Главная идея заключается в правильном и более полном использовании термодинамических свойств наиболее доступного и эффективного хладагента - жидкого азота - с учетом строгих требований хирургии к асептике инструмента и технике безопасности.

История развития криохирургии насчитывает десятки лет развития метода замораживания биологических тканей и сотни, если не тысячи, вариантов полезных инструментов для криохирургии [4]. Около 30 лет назад автор данной работы был причастен к разработке одного из первых двух криокатетеров в СССР для удаления предстательной железы. Та попытка автора была стимулирована успешной операцией, сделанной во Франции генералу Де Голлю, и, к сожалению, не имела логического завершения. С тех пор, несмотря на значительные достижения в криогенной технике во всем мире, по-моему мнению, надежный и удобный КХА так и не был создан.

Ограниченность почти всех подходов к решению этой задачи определялась выбором способа подачи хладагента в рабочий наконечник криохирургического инструмента (КХИ) путем нагнетания. Именно нагнетание хладагента наделяло созданные инструменты привлекательной простотой и столь же видимыми недостатками, которые каждый из осведомленных специалистов может перечислить сам, сравнивая с тем, что обеспечивает новый подход к технике и методике криохирургии.

ИСХОДНЫЕ ПОЗИЦИИ

Криохирургия, основанная на замораживании тканей с помощью охлажденных газов, предъявляет к используемым аппаратам ряд жестких требований. Прежде всего, все КХА должны быть, по возможности, универсальными по применимости и абсолютно надежными и безопасными как для пациента, так и для хирурга. Их реальная холодопроизводительность и предельно низкие температуры, достигаемые в рабочем наконечнике КХИ, должны определять продолжительность операций, глубину и степень деструкции замороженных тканей. Хирург должен оперативно вмешиваться в любой момент процесса замораживания, визуально наблюдать за его ходом или программировать работу исполнительных частей КХА.

При разработке универсального КХА исходные требования надо дополнить следующими:

1. Выбор или регулирование холодопроизводительности.
2. Непосредственное охлаждение тканей струей хладагента.
3. Замораживание ткани через посредство сменных криоаппликаторов-наконечников КХИ различных форм и размеров.
4. Защита смежных участков здоровых тканей от прямого попадания на них хладагента.
5. Моментальная подача и прерывание струи хладагента в любой момент операции.
6. Выбор автоматической экспозиции замораживания по таймеру.
7. Предотвращение прилипания холодного наконечника к ткани либо быстрый его отогрев.
8. Термическая стерилизация КХИ.
9. Простое местное или дистанционное управление процессом замораживания.
10. Автоматическая фиксация наконечника КХИ на выбранном участке ткани.
11. Световая индикация рабочего состояния наконечника.
12. Возможность повторного моментального пролонгирования экспозиции.
13. Выполнение дистальной части КХИ в виде, подходящем для эндокриохирургии.
14. Совмещение или параллельная работа КХИ и эндоскопа.
15. Возможность перевода работы КХА на иные низкокипящие хладагенты.

ОПИСАНИЕ МЕТОДА И РАБОТЫ КХА

Из требований, изложенных выше, логически вытекает единственно приемлемый способ подачи хладагента в наконечник КХИ. Он заключается в откачке хладагента с помощью насоса достаточной производительности из форкамеры, которой должен быть полый корпус наконечника. А жидкий азот должен поступать в него по сифону из внешнего сосуда Дьюара или из емкости, расположенной в вакуумной рубашке КХИ. В очевидную схему такого КХА [1] остается добавить исполнительный электромагнитный клапан, пульт управления с таймером и связать КХИ гибким вакуумпроводом с насосом.

Детализация узлов такого КХА, ограниченная рамками этой работы, не обязательна для специалистов. И без того достаточно ясно, что аппарат такого исполнения открывает следующие возможности:

1. Позволяет использовать переохлажденный двухфазный жидкий азот, т.е. понизить температуру криоагента и, следовательно, форсировать подъем холодопроизводительности цикла и температурные напоры на границах криоагент – криоаппликатор (наконечник) – ткань.
2. Возможность применять наконечник открытого типа и орошать пораженную ткань непосредственно двухфазной струей переохлажденного жидкого азота.
3. Вследствие значительного понижения давления пара хладагента в форкамере полого наконечника последний автоматически присасывается к ткани и удерживается на ней, как только включается подача хладагента. Одновременно такой способ фиксации наконечника исключает попадание брызг жидкого азота за пределы внутренней полости наконечника. Более того, при случайном или непроизвольном смещении наконечника струя хладагента моментально прерывается, поскольку исчезает градиент давления в линии подачи жидкого азота из емкости с нормально кипящим газом. Это же качество КХИ обогащает методику выполнения операций тем, что вместо прижатия наконечника к ткани теперь можно применить оттягивание его вместе с захваченной тканью от близко расположенных артерий или нервов.
4. Управлять струей жидкого азота моментально с помощью одной единственной кнопки “пуск–стоп”, а продолжительность экспозиции задавать таймером.
5. Выбирать желаемый уровень холодопроизводительности с помощью дросселя в линии подачи хладагента.

Все перечисленные достоинства КХА нашли экспериментальное подтверждение в модельных испытаниях двух КХИ, показанных на рис.1. КХИ с тонким /до 2,6 мм/ и длинным /до 90 мм/ дистальным концом содержит встроенную емкость для жидкого азота и оснащен кнопкой управления и светоиндикатором режима наконечника. 90 см³ жидкого азота достаточно для непрерывной работы КХИ в течение 8 мин. Второй вариант КХИ является комбинацией сифона и внешнего сосуда Дьюара относительно большой емкости, но с дистанционным управлением.

Типичный ход охлаждения показан на рис. 2.

Данные графика получены для наконечника закрытого типа с встроенным в него теплообменником. Диаметр плоского аппликатора 10 мм. Визуально фронт кристаллизации воды наблюдается в виде четкой границы фазового раздела “лед-вода”. Очевидно, что температурный напор на этой фазовой границе непрерывно ослабевает, поэтому для каждой заданной холодопроизводительности должна существовать предельная дистанция положения этой границы от поверхности аппликатора, когда вся холодопроизводительность КХИ уравнивается ее диссипацией в жидкой фазе

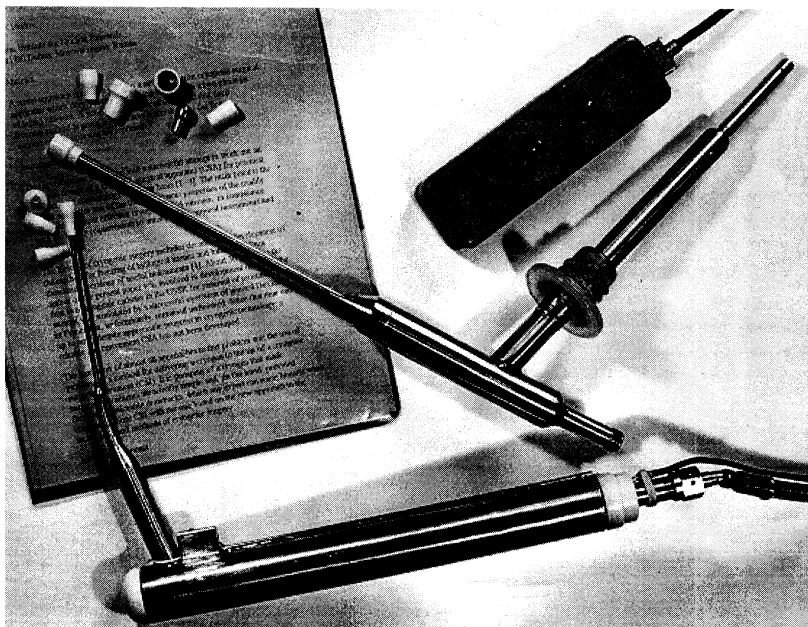


Рис. 1. Два варианта криохиргического инструмента.

среды. При замене наконечника на открытый, но с оптическим окном из тонкой фторопластовой ленты четко видно, как струя двухфазного азота хлещет на окно и растекается по нему практически одновременно с нажатием на кнопку “пуск-стоп” и может также быстро прерываться. Эффект переохлаждения жидкого азота в форкамере наконечника до 70К (-203°С) подтверждается измерением температуры и равновесного давления пара.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Описанная модель КХА помимо использования по прямому назначению является хорошей основой для экспериментальных исследований криодеструкции тканей на клеточном уровне. По результатам таких исследований можно разработать оптимальные конструкции КХА и методики выполнения различных операций на пациентах. Вероятно, разработка двух-трех типоразмеров КХА может перекрыть большую часть

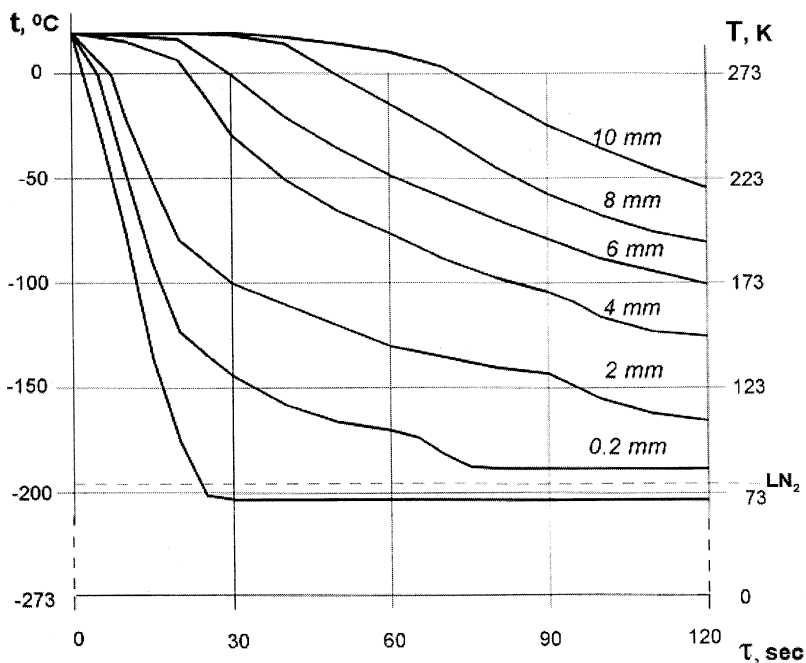


Рис.2. Типичная работа КХИ с наконечником закрытого типа диаметром 10мм с встроенным в него теплообменником. Наконечник погружен в цилиндрическую камеру диаметром 15мм, заполненную водой. Цифры над кривыми показывают дистанцию термопары от поверхности криоаппликатора. Нижняя кривая отражает изменение температуры наконечника в воздухе.

потребностей криохирургии и, в том числе, создать инструментарий для эндокриохирургии.

В заключение автор выражает благодарность доктору Г.К. Горлову и группе его сотрудников за разработку компактного пульта управления и таймера для КХА, а также дирекции Лаборатории ядерных проблем за проявленный интерес к этой работе.

ЛИТЕРАТУРА

1. В.Н. Павлов, Криохирургический аппарат, пат.№ 2053719, Бюллетень изобретений, Москва, стр. 144, №4 (1996).

2. В.Н. Павлов, Наконечник криохирургического инструмента, пат.№2014803, Бюллетень изобретений, Москва, стр.12, №12 (1994).
3. В.Н. Павлов, Способ замораживания биологических тканей, пат.№2018227, Бюллетень изобретений, Москва, стр.6, №16 (1994).
4. И.И. Потапов, П.Г. Рудня, Л.С. Тарлычева, Б.В. Шеврыгин, “Криохирургия в оториноларингологии”, “Медицина”, Москва, (1975).

Рукопись поступила в издательский отдел
19 апреля 2000 года.

Павлов В.Н.
Криохирургический аппарат

D8-2000-87

Предложен новаторский подход к разработке криохирургического аппарата нового поколения для выполнения операций методом глубокого замораживания биологических тканей не нагнетанием хладагента, а с помощью откачки переохлажденной двухфазной струи жидкого азота. Приводится общее описание метода и результаты предварительного испытания первого варианта криохирургического инструмента.

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем им. В.П.Джелепова ОИЯИ.

Препринт Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 2000

Pavlov V.N.
Cryogenic Surgical Apparatus

D8-2000-87

A novel approach is used to develop a new-generation cryogenic surgical apparatus which deeply freezes biological tissues with a twophase jet of liquid nitrogen. A general description of the underlying deep freezing method is given and tentative test results for the first version of the apparatus are reported.

The investigation has been performed at the Dzhelepov Laboratory of Nuclear Problems, JINR.

Preprint of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 2000

Редактор М.И.Зарубина. Макет Н.А.Киселевой

Подписано в печать 11.05.2000

Формат 60 × 90/16. Офсетная печать. Уч.-изд. листов 0,65

Тираж 180. Заказ 52014. Цена 78 к.

Издательский отдел Объединенного института ядерных исследований
Дубна Московской области