

Автореферат  
Ш 13

ОДЕССКИЙ ИНСТИТУТ НИЗКОТЕМПЕРАТУРНОЙ ТЕХНИКИ И ЭНЕРГЕТИКИ

На правах рукописи

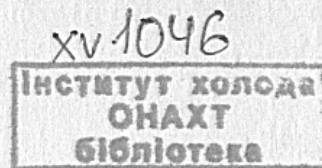
ШАХБАЗ МОХАМЕД КАМАЛЬ

СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ АВТОНОМНЫХ АЗОТНЫХ КРИОХИРУРГИЧЕСКИХ  
АППАРАТОВ

Специальность 05.04.03. – машины и аппараты  
холодильной и криогенной техники и систем  
кондиционирования

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук



Одесса – 1990

Работа выполнена в Одесском институте низкотемпературной техники и энергетики.

Научный руководитель - заслуженный деятель наук УССР, лауреат Государственной премии УССР, доктор технических наук, профессор В.А.Наер

Официальные оппоненты: доктор технических наук, профессор Г.Ф.Смирнов;  
кандидат технических наук, доцент А.В.Кабанов

Ведущая организация - Научно-исследовательский институт "Шторм"

Защита диссертации состоится "26" декабря 1990 года в \_\_\_\_\_ часов на заседании специализированного Совета К.068.27.1 при Одесском институте низкотемпературной техники и энергетики по адресу: 270057, г.Одесса, ул.Петра Великого, 1/3 ОИНТЭ.

института.

икульшин

0.90

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность исследования. В последние десятилетия большое развитие получила криохирургия. Это связано с рядом преимуществ, которыми обладает криохирургический метод по сравнению с традиционными методами хирургии. Основные из этих преимуществ заключаются в следующем: криохирургическое воздействие бескровно и малоболезненно, такие операции можно проводить без наркоза, они не сопровождаются заметным образованием рубцов и шрамов. Как показывают последние исследования, криохирургическое воздействие угнетает рост злокачественных опухолей, что делает этот метод особенно перспективным при лечении онкологических заболеваний.

Все это обуславливает большую заинтересованность медиков в развитии криохирургического метода лечения.

Однако, в настоящее время основным фактором, сдерживающим развитие криохирургии, является отсутствие достаточного количества необходимого для таких операций оборудования и его сравнительно высокая стоимость. Поэтому данное исследование, посвященное разработке эффективных и при этом простых и надежных криохирургических аппаратов, является актуальным. Работа выполнена в рамках важнейшей НИР РН 69.21.02.09.

Целью работы является исследование криохирургических аппаратов, в которых в качестве хладагента используется жидкий азот. При этом были поставлены и решены следующие задачи:

1. Тепловой и гидравлический анализ конструкций азотных криохирургических аппаратов, обоснование и выбор предпочтительной конструкции аппарата.

2. Разработка математической модели автономного азотного криохирургического аппарата.

3. Экспериментальное исследование и определение технических характеристик опытных образцов криохирургических аппаратов, сравнение их с расчетными и оценка математической модели.

4. Выработка рекомендаций по конструированию азотных криохирургических аппаратов.

Научное положение. Процесс саморегулирования давления в контейнере автономного криохирургического аппарата путем теплового взаимодействия между обратным потоком азота и азотом, хранящимся в контейнере, позволяет существенно уменьшить его потери и увеличить эффективность и время работы аппарата.

Научная новизна и основные научные результаты.

1. Исследован эффект саморегулирования давления в контейнере аппарата, связанный с тепловым взаимодействием обратного потока хладагента с хранящимся жидким азотом, и его влияние на основные характеристики аппарата.

2. Разработана математическая модель автономного азотного криохирургического аппарата.

3. Получены экспериментальные тепловые, температурные, гидравлические и динамические характеристики азотных криохирургических аппаратов с различными рабочими наконечниками, позволяющие оптимизировать конструкцию аппарата и режим его эксплуатации.

Практическая ценность. Полученные в диссертационной работе результаты использованы при разработке новых конструкций криохирургических аппаратов в ОИНТЭ. Опытные партии аппаратов успешно используются во многих клиниках страны.

Апробация работы. Основные положения и результаты работы изложены в депонированной рукописи и докладывались на научных конференциях в ОИНТЭ.

Структура и объем работы. Диссертация изложена на 110 страницах машинописного текста и содержит введение, три главы и выводы, 32 рисунка, 2 таблицы, библиографию из 52 наименований.

**КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

Проведенный обзор и анализ существующих конструкций криохирургических аппаратов, в которых в качестве хладагента используется жидкий азот, позволил предложить новую конструкцию аппарата. Схема этого аппарата приведена на рис.1.

Аппарат содержит теплоизолированный контейнер I с заливной горловиной 2 и клапаном 3, криозонд 4 и последовательно соединенные подводящий канал 5, наконечник 6, отводящий канал 7, являющийся одновременно распределенным дросселем, и теплообменник 8.

Аппарат работает следующим образом. Через заливную горловину 2 при открытом клапане 3 в контейнер I заливается жидкий хладагент, например азот. После закрытия клапана 3 в контейнере под действием теплопритоков из окружающей среды происходит разогрев хладагента, сопровождающийся повышением давления. Жидкий хладагент выталкивается из контейнера в подводящий канал 5 и попадает в наконечник, где кипит, отбирая тепло от объекта охлаждения.

Образовавшийся пар вместе с избытком жидкости поступает через отводящий канал в теплообменник, где происходит окончательное испарение жидкости. За счет дросселирования в отводящем канале температура жидкости в каналах теплообменника оказывается ниже температуры азота в контейнере, что и обеспечивает теплообмен между ними. После теплообменника газообразный хладагент выбрасывается в окружающую среду.

В начале работы аппарата, при низком давлении в контейнере и малых расходах хладагента, теплоприток к наконечнику превышает теплоту парообразования поступающего в наконечник хладагента. При этом часть тепла отбирается в рабочем наконечнике за счет перегрева пара. В результате этого в теплообменник попадает газ более теплый, чем жидкость в контейнере, что приводит к дополнительному разогреву жидкости, повышению давления в контейнере и увеличению расхода хладагента. После того как расход хладагента достигнет величины, при которой часть жидкости по условиям теплообмена не может выкипеть в наконечнике, избыток этой жидкости попадает в обратный поток и испаряется в теплообменнике, в результате чего жидкость и пар в контейнере охлаждаются, а давление и расход хладагента уменьшаются до тех пор пока не установится расход, обеспечивающий компенсацию теплопритоков к наконечнику, криозонду и контейнеру.

Таким образом, происходит автоматическое регулирование расхода хладагента в зависимости от тепловой нагрузки на рабочий наконечник.

Для оптимизации конструкции таких аппаратов разработана математическая модель аппарата с учетом теплопритоков от нагрузки. Математическая модель представляет собой систему дифференциальных уравнений, которые условно можно разделить на группу уравнений,

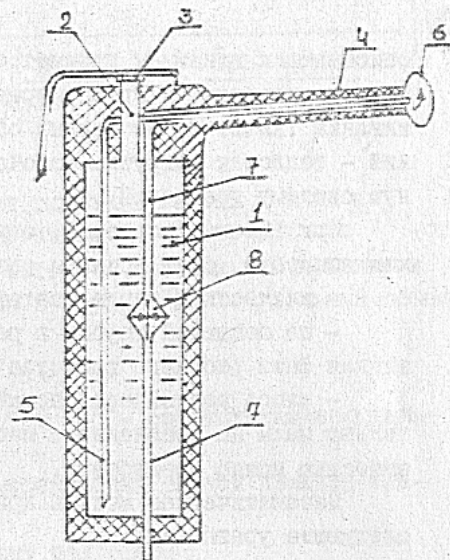


Рис. 1. Схема криохирургического аппарата с внутренним теплообменником

описывающих динамику параметров рабочего вещества в криохирургическом аппарате, и группу уравнений, описывающих процессы замораживания ткани. Единственный общий параметр в этих группах уравнений - тепловая нагрузка рабочего наконечника - замыкает полученную систему уравнений.

При выводе уравнений, описывающих процессы в криохирургическом аппарате, были приняты следующие допущения:

- жидкость и пар в контейнере находятся в равновесии;
- по подающей трубке в рабочий наконечник поступает только жидкая фаза рабочего вещества;
- масса контейнера, подающей и отводящей трубок пренебрежительно малы по сравнению с массой хладагента, поэтому их теплоемкостью можно пренебречь.

Математическая модель криохирургического аппарата включает следующие уравнения:

Уравнение первого начала термодинамики, записанное для открытой термодинамической системы, ограниченной внутренней поверхностью контейнера и включающей жидкую и паровую фазы хладагента:

$$\delta Q = dI - VdP - (i' + i_{\text{вх}} - i_{\text{вых}}) dm_0,$$

где:  $Q$  - теплоприток к рассматриваемой термодинамической системе,  $i'$ ,  $i_{\text{вх}}$  и  $i_{\text{вых}}$  - удельные энтальпии жидкого азота в контейнере, а также входящего и выходящего из контейнера обратного потока азота,  $V$  - объем рассматриваемой термодинамической системы, который в данном случае равен объему контейнера,  $P$  - давление в контейнере,  $m_0$  - масса отбираемой из контейнера жидкости,  $I$  - энтальпия рассматриваемой термодинамической системы.

Кроме этого, группа уравнений, описывающих работу криохирургического аппарата, включает уравнение постоянства объема термодинамической системы (контейнера):

$$dV' + dV'' = 0,$$

где:  $V'$ ,  $V''$  - объемы жидкой и паровой фаз в контейнере.

Для вывода уравнения, связывающего расход азота с давлением в контейнере, путь, проходимый азотом в аппарате, разбит на три участка: подводную трубку, соединяющую контейнер с наконечником, участок труба в трубе, по которому отводятся пары азота из наконечника, и теплообменник. Уравнение расхода имеет вид:

$$-dm_0 = \left( \frac{2\Delta P}{\lambda_1 \frac{\ell_1}{d_1} \frac{v_1 \cdot 16}{(\pi d_1^2)^2} + \left[ \lambda_2 \frac{\ell_2}{d_2} + \left\{ \frac{v_2 \cdot 16}{(\pi d_2^2)^2} + \lambda_3 \frac{\ell_3}{d_3} \cdot \frac{v_3 \cdot 16}{(\pi d_3^2)^2} \right\]} \right)} \right)^{\frac{1}{2}} dt,$$

где:  $t$  - время,  $\lambda_i$  - коэффициент гидравлического трения на  $i$ -ом участке,  $d_i$ ,  $\ell_i$  - соответственно диаметр и длина  $i$ -ого участка,  $\left\{ \right\}$  - коэффициент местных потерь в рабочем наконечнике и тройнике, отнесенные к участку труба в трубе,  $v_i$  - удельный объем на  $i$ -ом участке

$$v_i = v' \mu + v'' (\mu - 1).$$

Здесь  $\mu$  - доля жидкости в потоке,  $v'$  и  $v''$  - соответственно удельные объемы жидкости и пара.

При рассмотрении процессов замораживания тканей приняты следующие допущения:

- рабочий наконечник имеет форму полусферы;
- процесс замораживания ткани квазиравновесный, т.е. распределение температур в замороженной зоне соответствует равновесному;
- замораживание ткани происходит при постоянной температуре.

Тепловой поток от живой ткани к замороженной зоне считается пропорциональным поверхности замороженной зоны и находится из уравнения:

$$dQ_1 = 2\pi R_3^2 \lambda_0 (T_f - T_k) dt,$$

где:  $R_3$  - радиус замороженной зоны,  $\lambda_0$  - характеристика теплопровода от живой ткани,  $T_f$  - начальная температура ткани,  $T_k$  - криоскопическая температура.

Тепло, отводимое при кристаллизации влаги в ткани на границе зоны замораживания:

$$dQ_2 = 2\pi R_3^2 \rho_3 \tau_B \gamma_B dR_3,$$

где:  $\rho_3$  - плотность замороженной ткани,  $\tau_B$  - теплота замерзания воды,  $\gamma_B$  - влагосодержание ткани.

Количество тепла, отводимое при охлаждении замороженной зоны, находится из уравнения:

$$dQ_3 = 2\pi R_3^2 C_3 \rho_3 (T_k - T_w) dR_3,$$

где:  $C_3$  - теплоемкость замороженной ткани,  $T_w$  - температура наружной поверхности наконечника.

Суммируя полученные значения тепловых потоков, получим тепловую нагрузку наконечника в дифференциальной форме:

$$dQ_H = 2\pi R_3^2 \lambda_0 (T_T - T_k) d\tau + 2\pi R_3^2 \rho_3 \tau_B \tau_C dR_3 + 2\pi R_3^2 C_3 \rho_3 (T_k - T_w) dR_3.$$

Тепловой поток к поверхности наконечника имеет следующие очевидные ограничения. Во-первых, он не может превышать тепловой поток, передаваемый через замороженную зону при перепаде температур, равном разности между температурой замерзания ткани и температурой кипения азота. Во-вторых, теплоприток к наконечнику не должен превышать теплоту испарения жидкого азота, поступающего в наконечник. В-третьих, плотность теплового потока с внутренней стороны рабочего наконечника не должна превышать плотность теплового потока, соответствующего первому кризису кипения. Поэтому в расчетах в качестве тепловой нагрузки наконечника принималось минимальное из этих значений.

$$\frac{dQ_H}{d\tau} = \min \left\{ \begin{array}{l} \frac{2\pi \lambda_3 (T_k - T_a)}{\frac{1}{R_0} - \frac{1}{R_3}}, \\ -\tau \frac{dm_0}{d\tau}, \\ \rho_{kp}(\rho) 4\pi (R_0')^2, \end{array} \right.$$

где:  $\rho_{kp}$  - плотность теплового потока, соответствующая первому кризису кипения,  $R_0'$  - радиус внутренней поверхности наконечника,  $T_a$  - температура кипения азота,  $\tau$  - теплота парообразования азота,  $R_0$  - радиус наружной поверхности наконечника.

Дополнив приведенные уравнения уравнениями, описывающими теплопритоки из окружающей среды к контейнеру и кризонду, и ограничения по теплообмену в теплообменнике, получим систему дифференциальных уравнений, являющуюся математической моделью криохирургического аппарата:

$$\frac{dQ_0}{d\tau} = \left[ \frac{2\pi L \cdot m'}{m \cdot \ln\left(\frac{D+2\delta_{из}}{D}\right)} + \frac{\pi D^2}{4\delta_{из}} \right] \cdot \lambda_{из} (\bar{T} - T_a) + \pi \left( DL + \frac{D^2}{2} \right) e^{-\frac{B}{\delta_{из}} \cdot \tau},$$

$$\frac{dQ_T}{d\tau} = \min \left\{ \begin{array}{l} \rho_{kp}(\rho) \pi \cdot L_T \cdot d_T \frac{(m_0 - m)'}{m'}, \\ -\tau \frac{dm_0}{d\tau} - \left( \frac{dQ_H}{d\tau} + \frac{dQ_K}{d\tau} \right), \end{array} \right.$$

$$\frac{dQ_K}{d\tau} = \frac{2\pi \cdot L_k \cdot \lambda_{из} (\bar{T} - T_a)}{\ln\left(\frac{D_k + 2\delta_{из}^k}{D_k}\right)} - \frac{dm_0 C_p}{d\tau} \times \times \Delta T_0 e^{-\frac{C_p \cdot k}{M_{кр} C} \cdot (m_0 - m)}.$$

В последних трех уравнениях обозначены:  $m'$  и  $m$  - массы жидкости в контейнере и жидкости при полной заправке аппарата;  $L$  и  $D$ ,  $L_k$  и  $D_k$ ,  $L_T$  и  $d_T$  - длины и диаметры контейнера, кризонда и теплообменника соответственно;  $Q_0$ ,  $Q_K$ ,  $Q_H$  и  $Q_T$  - теплоприток к контейнеру, кризонду, наконечнику и тепло отводимое или подводимое в теплообменнике;  $C$  и  $C_p$  - теплоемкость материала кризонда и газообразного азота;  $\delta_{из}$ ,  $\delta_{из}^k$ ,  $\lambda_{из}$  - толщины изоляции контейнера, кризонда и удельная теплопроводность;  $A$  и  $B$  - соответствующим образом подобранные константы, отражающие свойства теплоизоляции;  $M_{кр}$  - масса кризонда;  $\Delta T_0$  - разность между температурой кипения азота и начальной температурой кризонда;  $\bar{T}$  - температура окружающей среды.

Для определения технических характеристик аппарата, а также для оценки предлагаемой математической модели были проведены экспериментальные исследования.

Схема экспериментального аппарата приведена на рис.2. В отличие от ранее описанной схемы экспериментальный аппарат содержит дополнительную трубку 9, по которой обратный поток может от-

водиться при закрытом выходе из теплообменника, не обмениваясь теплом с жидкостью, находящейся в контейнере. При закрытой трубке 9 аппарат работает также как и аппарат на рис.1.

На рис.3 приведены экспериментальные зависимости давления от времени при работе аппарата с включенным теплообменником (линия 1) и с отключенным теплообменником (линия 2). Графики существенно отличаются. Это говорит о том, что теплообмен между обратным потоком и содержимым контейнера оказывает значительное влияние на работу криохирургического аппарата. Как видно из графиков это влияние имеет положительный характер. Так время работы аппарата при включенном теплообменнике возрастает.

На рис.4 приведены расчетная и экспериментальная динамика давления в аппарате с работающим теплообменником.

Меньшее время работы аппарата в эксперименте по сравнению с расчетом может быть объяснено неполным отбором жидкости из контейнера. Это связано со схемой отбора жидкости в экспериментальном аппарате, не обеспечивающей полный отбор жидкости, особенно при отклонении аппарата от вертикального положения, в то время как в расчетах

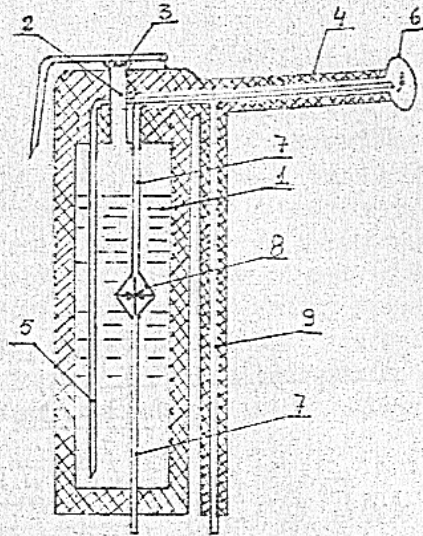


Рис.2. Схема экспериментального аппарата

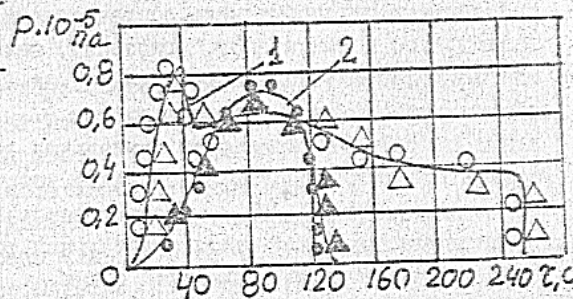


Рис.3. Экспериментальная динамика давления в контейнере  
1 - при включенном теплообменнике  
2 - при выключенном теплообменнике

принималось, что имеет место полный отбор жидкости из контейнера аппарата.

Полученная математическая модель может оказаться полезной не только при разработке новых аппаратов, но и позволяет более глубоко проанализировать работу уже существующих криохирургических аппаратов. Проиллюстрируем это на примере исследуемого аппарата.

На рис.5 приведены расчетные зависимости давления в аппарате -  $P(t)$ , расхода хладагента -  $G(t)$  и толщины замороженной зоны -  $L(t)$  от времени при включенном теплообменнике.

На рис.6 показаны зависимости от времени величин -  $P(t)$  и к.п.д. аппарата -  $\eta(t)$ , определяемого как отношение количества поданного в рабочий наконечник жидкого азота к испарившемуся в наконечнике азоту, а также динамика тепловой нагруз-

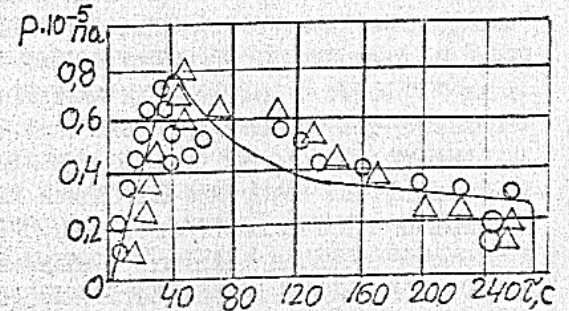


Рис.4. Динамика давления в контейнере, при включенном теплообменнике  
O, Δ - эксперимент  
— - расчет

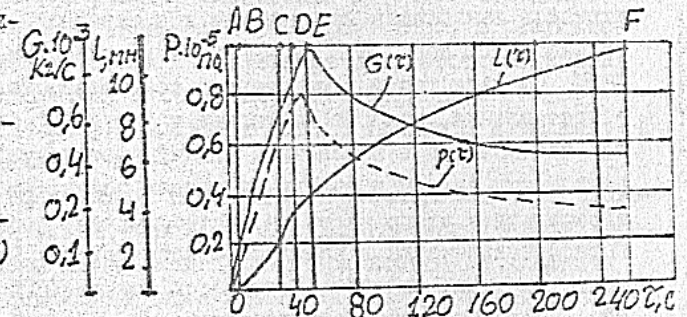


Рис.5. Расчетные графики  $P(t)$ ,  $G(t)$ ,  $L(t)$  при включенном теплообменнике

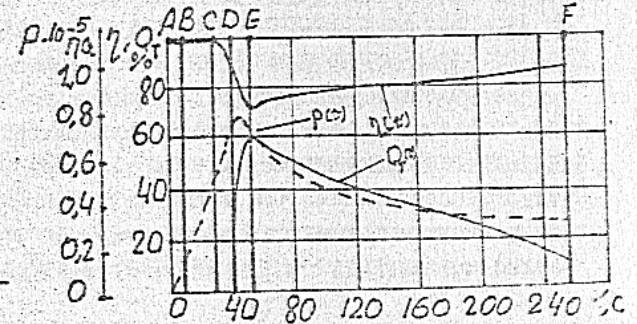


Рис.6. Расчетные графики  $P(t)$ ,  $\eta(t)$ ,  $Q(t)$  при включенном теплообменнике

ки теплообменника -  $Q_T(\tau)$ , выраженная в процентах от максимально возможной по условиям теплообмена.

Для удобства дальнейшего анализа разобьем приведенные на рис.5 и рис.6 графики на пять участков.

На участке А-В происходит повышение давления в контейнере за счет теплопритоков из окружающей среды, однако колодопроизводительность жидкого азота, вытесняемого из контейнера, полностью уходит на компенсацию теплопритоков к рабочему наконечнику от замораживаемой ткани. Поэтому на этом участке не происходит рост зоны замораживания. В точке "В" расход азота достигает такой величины, при которой начинается замораживание ткани.

На участке В-С продолжается рост давления в контейнере, что в свою очередь приводит к увеличению расхода хладагента. На этом участке тепловая нагрузка рабочего наконечника, а, следовательно, и скорость роста замороженной зоны ограничивается количеством жидкого азота, поступающего в рабочий наконечник, поэтому вся жидкость выкипает в наконечнике и в отводящий канал поступает только сухой пар. К.п.д. аппарата на участках А-В и В-С равен 100%. По мере роста замороженной зоны возрастает ее тепловое сопротивление, пока не достигнет в точке "С" величины, при которой поступающий в наконечник жидкий азот по условиям теплопередачи между азотом и тканью не сможет полностью выкипеть в нем. В результате этого часть жидкости начинает выбрасываться из рабочего наконечника в канал обратного потока. Начиная с этого момента, к.п.д. аппарата становится меньше 100% и резко падает по мере возрастания расхода хладагента.

В точке "С" скорость роста замороженной зоны начинает определяться ее тепловым сопротивлением, а не расходом хладагента, как это было на предыдущем участке, поэтому график толщины замороженной зоны имеет в этой точке перегиб.

На участке С-Д весь поступающий в отводящий канал жидкий азот испаряется, перехватывая теплопритоки к кризонду, и не доходит до теплообменника. Начиная от точки "Д" жидкий азот поступает в теплообменник, что приводит к охлаждению жидкости в контейнере и уменьшению давления в аппарате.

Из приведенных графиков видно, что максимум расхода имеет

место несколько позже, чем максимум давления. Это объясняется тем, что при попадании жидкости в обратный поток происходит резкое уменьшение коэффициента гидравлического трения в отводящем канале, в результате чего расход хладагента возрастает, несмотря на некоторое уменьшение давления. Однако, в точке "Е" влияние уменьшения давления в контейнере преобладает над уменьшением коэффициента гидравлического трения и расход резко падает.

В точке "Е" в рабочий наконечник поступает наибольшее количество жидкости и поэтому в этой точке оказывается и наибольший проброс жидкости из наконечника в отводящий канал. В теплообменник попадает максимальное количество жидкого азота и этим объясняется минимум к.п.д. аппарата и максимум нагрузки теплообменника в точке "Е".

По мере дальнейшего роста замороженной зоны тепловая нагрузка рабочего наконечника уменьшается, что приводит к уменьшению давления в контейнере и расхода хладагента за счет охлаждения жидкости в контейнере обратным потоком. Кроме того, в результате уменьшения уровня жидкости в контейнере при работе аппарата уменьшаются и теплопритоки к контейнеру из окружающей среды, что приводит к некоторому увеличению к.п.д. аппарата и уменьшению нагрузки теплообменника.

Рассмотрев и проанализировав таким образом работу криохирургического аппарата, можно объяснить расхождение между экспериментальными и расчетными данными на рис.4. При попадании жидкости в теплообменник, теплообмен осуществляется преимущественно между кипящей жидкостью и конденсирующимся паром. В результате быстрой конденсации пара давление в контейнере резко падает, при этом жидкость оказывается перегретой и находится в этом неустойчивом состоянии в течение 5-10 секунд. На этом участке давление в экспериментах было меньше расчетного, полученного при допущении о равновесии жидкости и пара. С другой стороны, неустойчивость перегретой жидкости, повидимому, явилась основной причиной того, что на этом участке имеет место наибольшее отклонение экспериментальных данных от расчетных. После этого происходит резкое вскипание жидкости, приводящее к падению давления в контейнере выше равновесного и постепенному восстановлению равновесия.

При определении тепловых характеристик криохирургического аппарата вместо обычного наконечника в качестве постоянной тепловой нагрузки использовался электрический газификатор, выполнен-

ный в виде трансформатора, короткозамкнутая вторичная обмотка которого является одновременно змеевиком газификатора.

На рис.7 приведены графики зависимости давления в контейнере и температуры в трех точках змеевика от времени при отключенном газификаторе и работе аппарата с закрытым теплообменником и открытой отводящей трубкой. Для удобства анализа разобьем приведенные графики на несколько участков.

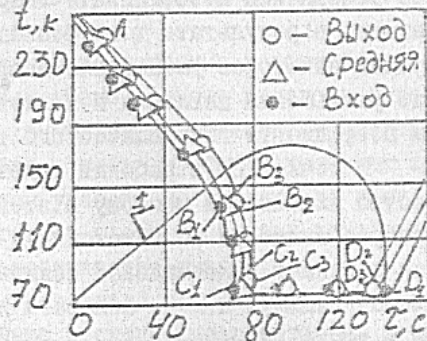
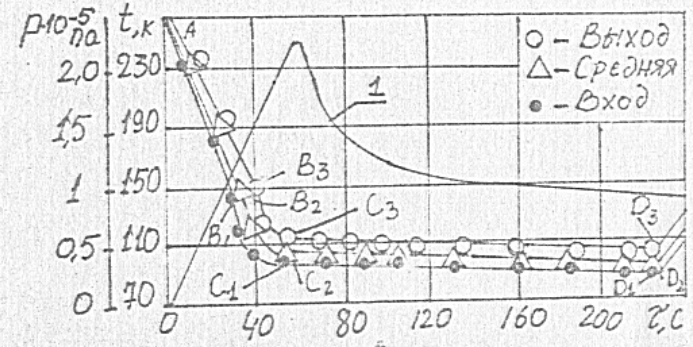


Рис.7. Зависимость давления в контейнере (I) и температур в трех точках змеевика от времени при отключенном теплообменнике

Индекс означает номер термомпары, к которому относится рассматриваемый график. На участке А-В происходит повышение давления в контейнере, а, следовательно, увеличивается расход хладагента, что в свою очередь приводит к быстрому понижению температуры на этом участке. Причем, температура в районе первой термомпары ниже, чем температура в районе второй термомпары, которая в свою очередь ниже температуры в районе третьей термомпары, так как термомпары расположены в таком же порядке по направлению движения азота в змеевике. При достижении определенной температуры, на участке В-С происходит резкое уменьшение перепада температур между змеевиком и азотом, приблизительно на 40-50 К.

Такой скачок наблюдался во всех экспериментах и может быть объяснен следующим образом. На участке А-В, из-за большого перепада температур, имеет место дисперсный режим кипения, при котором жидкий азот движется в трубе в виде отдельных капель, не соприкасаясь с греющей стенкой, а тепло при этом передается через слой пара, движущийся вдоль стенки. В точке "В" происходит резкий переход к кольцевому режиму кипения, при котором жидкость движется вдоль стенки, а пар внутри трубы. Этот переход аналогичен переходу от пленочного к пузырьковому режиму при кипении жидкости в большом объеме и сопровождается резким возрастанием коэффициента теплоотдачи и столь же резким уменьшением перепада температур между стенкой и жидкостью на участке В-С. После этого, на участке С-Д температура во всех точках змеевика стабилизируется на уровне, близком к температуре азота, и далее остается постоянной вплоть до окончания работы аппарата.

На рис.8 приведены графики, аналогичные только что рассмотренным, но полученные при открытом теплообменнике и закрытой отводящей трубке.



Графики изменения температуры в различных точках

Рис.8. Зависимость давления в контейнере (I), и температур в трех точках змеевика при включенном теплообменнике

змеевика, в основном, аналогичны графику в случае работы аппарата с отключенным теплообменником. Однако, имеются и существенные отличия: Во-первых, большее время работы аппарата, во-вторых, более высокая температура змеевика. Первое отличие легко объясняется отсутствием проброса жидкого азота в результате работы теплообменника. Второе отличие может быть объяснено следующим образом.

При работе аппарата с включенным теплообменником рост расхода жидкого хладагента прекращается после того как на выходе из газификатора появится жидкость, в то время как при отключенном теплообменнике расход хладагента возрастает практически до окончания работы аппарата. Известно, что коэффициент теплоотдачи при кипении парожидкостной смеси увеличивается при увеличении доли жидкости в потоке, поэтому в первом случае доля жидкости и коэффициент теплоотдачи в змеевике стабилизируются на определенном уровне, а во втором случае доля жидкости в потоке постоянно растет, а коэффициент теплоотдачи достигает своей максимальной величины, вследствие чего температура стенки змеевика оказывается близкой к температуре кипения азота.

При включенном теплообменнике действие отрицательной обратной связи, стабилизирующей расход хладагента, постоянно запаздывает, поэтому в процессе работы криохирургического аппарата температура змеевика медленно уменьшается.

## ВЫВОДЫ

1. Анализ существующих конструкций автономных азотных криохирургических аппаратов, а также протекающих в них тепловых и гидравлических процессов показал, что для совершенствования аппаратов необходима математическая модель, позволяющая оптимизировать известные конструкции в направлении снижения потерь хладагента и улучшения их эксплуатационных характеристик.

2. Разработанная математическая модель, учитывающая нестационарные процессы в аппарате, позволила определить существенное влияние теплообмена между обратным потоком азота и азотом в контейнере на тепловые, температурные, гидравлические и динамические характеристики аппарата.

3. Полученные экспериментальные характеристики позволили установить, что включение теплообменника на обратном потоке приводит к повышающему эффективность саморегулирующемуся режиму работы аппарата, согласующему переменную тепловую нагрузку от замораживаемой ткани с давлением в контейнере и расходом жидкого азота.

4. Сравнение расчетных и опытных характеристик аппаратов дает хорошее качественное и количественное совпадение как по общему ходу зависимостей  $m(t)$  и  $P(t)$ , так и по положению и величинам экстремумов (максимальное расхождение в характерных точках не превышает 5%), что подтверждает правомочность принятых при разработке математической модели допущений и позволяет рекомендовать ее для использования при проектировании подобных аппаратов.

5. Полученные в работе технические характеристики аппаратов дают возможность определить рациональные области их применения и рекомендовать для использования в оториноларингологии, гинекологии, офтальмологии, дерматологии, а также для проведения некоторых онкологических операций.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Кравченко М.Б., Шахбаз М.Ж. Теоретическое и экспериментальное исследование криохирургического аппарата. - Одесса, 1989. - 67 с. - Деп. в УкрНИИТИ 15.02.90 № 217 - Ук 90.
2. Шахбаз М.Ж. Теплообмен в криохирургических аппаратах // 58-я научно-техническая: Тез. докл. ОИНТЭ 1988.
3. Шахбаз М.Ж. Исследование динамики давления в криохирургических аппаратах // 59-я научно-техническая: Тез. докл. ОИНТЭ 1989. *Х.Д.*