

Автореферат М
М 91

проф. Гусаку И. В.

ОДЕССКИЙ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ ХОЛОДИЛЬНОЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ

УДК 615.471:616-089:621.59

Для служебного пользования

Экз. № 00089

На правах рукописи

Муськин Юрий Николаевич

РАЗРАБОТКА И ОПТИМИЗАЦИЯ КРИОХИРУРГИЧЕСКИХ
УСТАНОВОК, ИСПОЛЬЗУЮЩИХ ЖИДКИЙ АЗОТ

Специальность 05.04.03. Машины и аппараты холодильной
и криогенной техники и системы кондиционирования

А в т о р е ф е р а т
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Одесса - 1986

Работа выполнена в НИИ "Сатурн".

Научный руководитель - заслуженный деятель науки УССР,
доктор технических наук,
профессор НАЕФ В.А.

Официальные оппоненты: доктор технических наук
ЛАВРЕНЧЕНКО Г.К.

кандидат технических наук
КОЗИЦКИЙ В.И.

Ведущая организация - НИИ проблем криобиологии и криомедицины
АН УССР (г. Харьков)

Защита диссертации состоится "22" декабря 1986 г.
в II часов на заседании специализированного совета К.068.27.01
Одесского технологического института холодильной промышленности,
270057, Одесса, ул. Петра Великого, 1/3, ОТИХП

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке института.

Автореферат разослан "19" ноября 1986 г.

Ученый секретарь
Специализированного совета,
к.т.н., доцент

Р.К.НИКУЛЬШИН

Иск. №

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность. Решения XXII съезда КПСС по вопросам здравоохранения определили задачи по ускоренному внедрению в медицину современных достижений науки и техники.

Последние годы характеризуются успешным применением низких температур, особенно в онкологии. Этот бескровный и малоболлезненный метод получил развитие ввиду его значительной лечебной, социальной и экономической эффективности. Ему дана высокая оценка на совместной сессии АН СССР и АМН СССР "Фундаментальные науки - медицине", рекомендовавшей активизировать исследования в этой области.

Проблемы криомедицины в значительной мере зависят от разработки научно-технических основ криомедицинского приборостроения, создания на этой базе высокоэффективной криохирургической аппаратуры и методик ее применения в практическом здравоохранении. Основной причиной, сдерживающей широкое внедрение криогенного метода лечения в лечебную практику, являлось отсутствие промышленного выпуска криогенной лечебной техники, обладающей достаточной универсальностью и отвечающей современным медико-техническим требованиям.

Учитывая высокую эффективность и перспективность криогенного метода лечения ряда тяжелых заболеваний, Решением Комиссии Президиума Совета Министров СССР от 30.09.76г. № 247 и Постановлением ЦК КПСС и Совета Министров СССР от 22.09.77г. № 870 НИИ "Сатурн" была поручена разработка аппаратуры для криохирургии с параметрами, не уступающими лучшим зарубежным образцам, а также ее промышленный выпуск и внедрение в практическое здравоохранение СССР. Все это подтверждает актуальность настоящих исследований.

Целью работы является решение комплекса задач по разработке научно-обоснованных медико-технических требований к криогенной лечебной технике, аналитическому и экспериментальному исследованию условий теплообмена в зоне контакта криоинструмента с биологической тканью *in vivo*; разработке и оптимизации базовой конструкции криохирургической установки с автоматическим режимом управления и организации ее промышленного выпуска.

Научная новизна.

1. На основе математической модели замораживания биологических тканей *in vivo* предложены методы прогнозирования и контроля результатов локальной низкотемпературной обработки тканей с помощью криохирургической аппаратуры.

2. Разработан и экспериментально подтвержден алгоритм оптимизации

XV 1159
ИНСТИТУТ ХОЛОДА
ОНАХТ
Библиотека

ции параметров пористой структуры в системе испарительного охлаждения рабочих наконечников криоинструментов.

3. Предложены рекомендации по оптимизации режимов криовоздействия с целью достижения максимального эффекта криодеструкции.

Научное положение. Основные параметры криохирургических установок - холодопроизводительность, объем и скорость замораживания тканей, минимальная температура рабочей поверхности криоинструмента должны определяться с учетом как тепловых процессов, происходящих в биологических тканях *in vivo*, так и теплообмена в пористых структурах, расположенных в наконечниках криоинструментов.

Практическая ценность. Проведенные исследования позволили создать базовую конструкцию криохирургической установки, а также впервые организовать промышленный выпуск универсальной установки для криохирургии с параметрами, превышающими лучшие зарубежные аналоги.

Апробация работы. Основные положения диссертации доложены на пяти научно-технических конференциях (г.г. Омск, Ташкент, Москва, Днепрпетровск, Харьков), Всесоюзном и Республиканском научно-технических семинарах.

Публикации. По материалам диссертации опубликовано 12 печатных работ и получено 6 авторских свидетельств.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, 4 глав, выводов и приложений. Работа содержит 130 страниц машинописного текста, 62 рисунка, 5 таблиц и приложения на 23 страницах. Библиография включает 88 наименований.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Критический обзор литературы, посвященный исследованию механизма локального криовоздействия (КВ), позволил сформулировать основные медико-технические требования к криохирургической аппаратуре (КХА), к числу которых следует отнести возможность регулирования температуры КВ в пределах 300...83 К, обеспечение скорости охлаждения рабочей поверхности криоинструмента (КИ) и скорости замораживания биологических тканей *in vivo* соответственно в пределах 50...250 К/мин и 10...15 К/мин при плотностях теплового потока 10...20 Вт/см². Управление и контроль процессов КВ должны осуществляться в автоматическом режиме и обеспечивать строгую воспроизводимость параметров. Набор легкоосуществимых криоинструментов должен обеспечивать доступ к многообразным локализациям в различных областях медицины.

Наиболее полно перечисленным требованиям отвечают КХА, системы охлаждения которых основаны на использовании теплоты паробразования

жидкого азота. Однако промышленный выпуск отечественных КХА такого класса отсутствует.

Исследование динамики температурного поля, вызываемого локальным КВ, относится к наиболее сложным и малоизученным проблемам криохирургии. В ряде опубликованных работ (Сорез Т.Е., Комини Г., Будрик В.В., Резницкий В.Г. и др.) рассмотрена динамика температурного поля биоткани, описываемая задачей типа Стефана, однако ощутимые погрешности получаемых результатов в одних вариантах и громоздкость вычислений в других делает их малоприменимыми в практической медицине при прогнозировании и управлении процессом КВ.

В настоящее время опубликован ряд работ, посвященных интенсификации теплообмена в рабочих наконечниках КХА. Применение специальных мер по интенсификации теплообмена в виде увеличения шероховатости внутренней поверхности теплообменной камеры, нанесения малотеплопроводящего покрытия теплопроводностью не более 0,3 Вт/м.К, выполнение лабиринтных каналов, уменьшение паросодержания кипящего криоагента и др. не обеспечивают, особенно при рабочей площади аппликатора больше 2 см², необходимой скорости промораживания ткани и достижение температур рабочей поверхности аппликаторов, близких к температуре насыщения криоагента. Использование пористой структуры ПС в системе испарительного охлаждения наиболее полно отвечает вопросам интенсификации теплообмена, однако требует решения ряда задач по оптимизации параметров этой структуры.

В соответствии с анализом сформулированы вышеприведенные задачи настоящего исследования.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ТЕПЛООБМЕНА В ЗОНЕ КОНТАКТА КРИОИНСТРУМЕНТА С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНЬЮ

Рассмотрена математическая модель динамики охлаждения, замораживания и криодеструкции биологической ткани *in vivo* при плоскопараллельной поверхности рабочего аппликатора. Она представляет собой локальную задачу Стефана с двумя подлежащими определению изотермическими поверхностями $\Phi_3(p,t)=0$ и $\Phi_n(p,t)=0$. Принята следующая постановка задачи. В процессе контактного охлаждения в тканях образуется нестационарное температурное поле; распространению фронта замораживания препятствуют выделяемая в процессе фазового перехода теплота кристаллизации, поток тепла от окружающих тканей и действующие в незамороженной ткани источники тепла, связанные с крово-лимфотокком, метаболизмом и окислительными реакциями; при заданной температуре КИ фронт зоны замороженной ткани распространяется до некоторого предель-

ного положения, которому соответствует также предельное положение изотермы деструкции. Приняты следующие допущения: в начальный момент температура ткани в месте контакта с КИ равна температуре КИ; температурное поле в ткани обладает симметрией, т.е. зависит от одной координаты (Z); аппроксимация теплофизических характеристик тканей - кусочно-постоянная.

Локальность процесса замораживания позволяет рассматривать биологическую ткань как полуограниченную теплопроводящую среду, в которой существует так называемая зона влияния КИ, ограниченная изотермой начальной температуры ткани $\ln v_{i0}$. Вне зоны влияния источники тепла скомпенсированы, а в зоне, ограниченной изотермой замораживания $\Phi_3(P,t)=0$ и изотермой начальной температуры ткани $\Phi_n(P,t)=0$, зависят от температуры.

Описанному процессу соответствует математическая модель, представляющая собой нестационарную задачу Стефана с тремя изотермическими поверхностями: зоны влияния, зоны замораживания и зоны некроза, которая поясняется рис. 1.

В ограниченной области биологической ткани *in vivo* (D) надлежит решить уравнения теплопроводности:

$$\Delta_1 T - cpT_t = -W + p\Phi_{3t} \delta(\Phi_3); \quad P \in D(t), t > 0 \quad (1)$$

при начальном условии: $t = 0$

$$T = \begin{cases} T_n, & P \in S/s_0, \\ T_a, & P \in S_0; \end{cases}$$

$$\text{краевом условии: } \begin{cases} T = T_a \left\{ \lambda \frac{dT}{dn} + \alpha T = \alpha T_k; \right. & P \in S/s_0, \\ \left. \lambda \frac{dT}{dn} = 0; \right. & P \in \Phi_n, P \in S_0; \end{cases}$$

и при условиях изотермичности:

$$T = T_n, \quad P \in \Phi_n; \quad T = T_3, \quad P \in \Phi_3; \quad T = T_n, \quad P \in \Phi_n; \quad (2)$$

Здесь $\Delta_1 T = \text{div}(\Lambda \text{grad} T)$, $\delta(\Phi_3)$ - дельта функция Дирака с носителем на поверхности фазового перехода $\Phi_3(P,t) = 0$.

Наличие трех подвижных поверхностей $\Phi_n(P,t)=0$; $\Phi_3(P,t)=0$; $\Phi_n(P,t)=0$, закон перемещения которых заранее неизвестен, относит задачу (1) к наиболее сложным нелинейным задачам теплопроводности. Поэтому была рассмотрена упрощенная задача, связанная с тем, что в большинстве случаев для определения и прогнозирования результатов КИ достаточно знать распределение температуры в ткани по одной координате (Z). Это имеет место, если область контакта КИ с тканью достаточно велика, а температура одинакова по всей плоскости контакта. Аналогично, для достаточно протяженного цилиндрического КИ, а также полусферического, можно считать, что температурное поле обладает, соответственно, цилиндрической и сферической симметрией и может быть

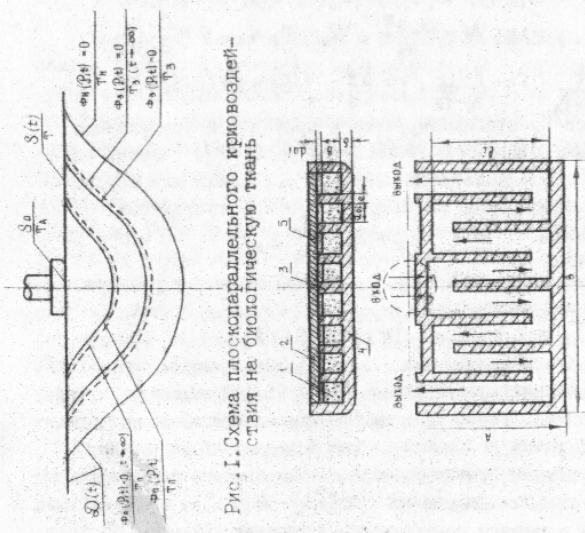


Рис. 1. Схема плоскопараллельного криоодействия на биологическую ткань

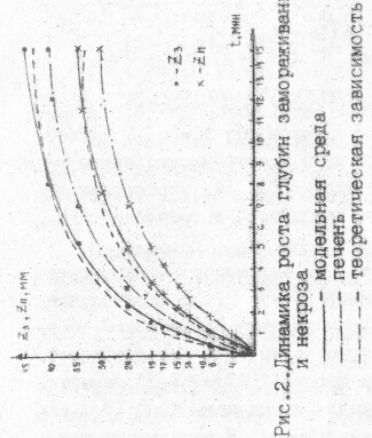


Рис. 2. Динамика роста глубин замораживания и некроза
— модельная среда
--- печень
... теоретическая зависимость

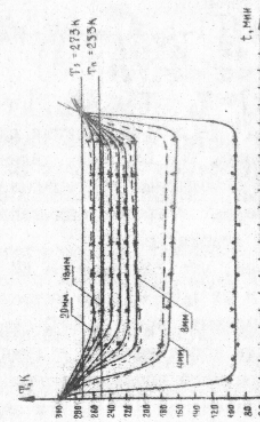


Рис. 3. Динамика температурного поля замораживания ткани печени
— экспериментальная зависимость;
... теоретическая зависимость

Рис. 4. Схема разводки каналов теплообменника кристаллизатора с пористой структурой
1 - пористая структура; 2 - паровой канал высотой δ_6 ; 3 - перегородка шириной δ ; 4 - рабочая поверхность толщиной δ ; 5 - крышка; 6 - высота канала; δ_1 - ширина канала

описано уравнениями:

$$\frac{1}{z^k} \frac{d}{dz} (z^k) \frac{dT}{dz} - c\rho \frac{dT}{dt} = -W - \rho \dot{x}_3 z^k \delta [z - z_3(t)], \quad (3)$$

$$t > 0, \quad z_0 < z < z_n(t);$$

$$T [z_n(t), t] = T_n, \quad T [z_3(t), t] = T_3, \quad T [z_n(t), t] = T_n. \quad (4)$$

где: $\delta [z - z_3(t)]$ - дельта-функция Дирака с весом z^k ; $k=0,1,2$ - соответственно, при плоской, цилиндрической и сферической симметриях.

Решения одномерных нестационарных задач (3), (4) определяют динамику двумерных и трехмерных тепловых процессов, встречающихся в практической криохирургии.

Принимаем, что температура КИ постоянна или монотонно понижается во времени от $T_a(\theta) = T_a$ до установленной $T(\infty) = T_k$. В этом случае для каждого момента времени $t > 0$ существует взаимно однозначное соответствие между координатой z и температурой ткани T . Это позволяет с помощью обратного преобразования типа Мизеса $T(z, t) \leftrightarrow z(T, t)$ перейти от задачи определения $T = T(z, t)$ к задаче для координаты $z = z(T, t)$, определяющей динамику процесса замораживания ткани. В результате приходим к "обратной" задаче Стефана относительно поля изотерм $z = z(T, t)$, $x = x(\theta, \tau)$.

$$\frac{1}{z^k} \left[\gamma(\theta) \frac{z^k}{z_0^k} \right]_0 + [k(\theta) + \rho \delta(\theta - \theta_3)] x_c + W_p(\theta) x_0 = 0, \quad (5)$$

$$\tau > 0, \quad \theta_a(\tau) < \theta < 0;$$

$$x(\theta_n, \tau) = x_n(\tau), \quad x(\theta_3, \tau) = x_3(\tau), \quad x(0, \tau) = x_n(\tau), \quad (6)$$

где: $P = \frac{P}{c_3 \rho_3 (T_n - T_k)}$, $\rho = \lambda \rho$, $W = \frac{W_0 z_0^2}{\lambda_3}$, $W_0 = m_k c_k$, $k = \frac{C_p \rho_p}{c_3 \rho_3}$,

$$x = \frac{z}{z_3}, \quad \tau = \frac{\lambda_3 t}{z_3^2 c_3 \rho_3}; \quad \theta = \frac{T - T_n}{T_n - T_k}; \quad \gamma = \frac{\lambda_n}{\lambda_3}; \quad \gamma(\theta) = 1 + (\gamma - 1) \eta(\theta - \theta_3).$$

При $\tau \rightarrow \infty$ процесс КВ стабилизируется и приходит к предельному стационарному состоянию, $\theta_a(\tau) \rightarrow -1$, $x(\theta, \tau) \rightarrow x(\theta)$, $x(\tau) = 1$. Решение стационарной задачи (5), (6) позволяет получить выражения для определения максимальных размеров зоны замораживания и криодеструкции:

$$z_3 = \frac{\lambda_3 (T_3 - T_k)}{(T_n - T_3) \sqrt{\lambda_n W_0}} \quad (7) \quad z_n = \frac{T_n - T_k}{T_3 - T_k} z_3; \quad (8)$$

Для расчета температуры КВ, обеспечивающей заданные размеры криопоражения, получаем соотношение

$$T_k = T_n - (T_n - T_3) \sqrt{\lambda_n W_0} z_n / \lambda_3. \quad (9)$$

Для криохирургии важным является определение времени процесса замораживания, описываемого уравнениями (5) и (6). Приближенное решение этой задачи целесообразно искать проекционносеточным методом, известным как второй метод Лейбензона. Эти решения позволяют получить выражения для времени практического достижения стационарного состояния t_c (95% зоны замораживания $x(\theta) - x(\theta, t_c) = \xi x(\theta)$, $\xi = 1 \cdot 10^{-2} - 5 \cdot 10^{-2}$) и наиболее рационального времени КВ - t_9 .

$$t_c = 2,05 \frac{1 + \theta_3^2}{\gamma \theta_3^2} \left(\frac{1}{2} + \frac{k|\theta_3| + P}{1 + \theta_3} \right) \frac{c_3 \rho_3}{W_0}; \quad (\xi = 0,05); \quad (10)$$

$$t_9 = \left[-\xi_1 - \ln(1 - \xi_1) \right] B^{-1} z_3^2 \frac{c_3 \rho_3}{\lambda_3}; \quad (\xi_1 = \frac{z_n(t_9)}{z_n(t_c)}), \quad (11)$$

где $B = (1 + \theta_3) k^{-1} (-1)$; $k(-1) = P + k|\theta_3| + \frac{1}{2}(1 + \theta_3)$.

На практике, предполагаемая глубина криодеструкции ткани $z_n(t_9)$ известна до начала операции. Поэтому задавшись температурой криодействия T_k , легко можно определить экспозицию КВ, используя выражение (11).

Полученные приближенные решения позволили провести численный расчет, прогнозирование и оптимизацию температурно-временных режимов КВ.

Апробация полученных аналитических решений осуществлена путем сравнения результатов численных расчетов по неявной разностной схеме, выполненных на микро-ЭВМ "Электроника-60" и экспериментальных исследований на тканях *in vivo*.

Результаты расчета динамики глубины поражения и экспериментальные данные представлены на рис.2 в координатах $z_{n(2)} = f(T_k)$ и рис.3 в координатах $z_n = f(t_9)$. Расхождения составляют не более 8 - 10%.

РАЦИОНАЛЬНЫЙ ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ ПОРИСТОЙ СТРУКТУРЫ В СИСТЕМЕ ИСПАРИТЕЛЬНОГО ОХЛАЖДЕНИЯ КРИОИНСТРУМЕНТОВ

Проведено аналитическое и экспериментальное исследование теплообмена в криохирургических инструментах с вынужденной циркуляцией криоагента. Охлаждаемая поверхность КИ покрыта разветвленной системой каналов, заполненных пористой структурой (ПС) рис.4. Глубина зоны каналов охлаждения - δ и схема гидравлической разводки каналов определяются технологичностью конструкции и патолого-анатомическими характеристиками органов, для которых проектируется КИ, но в общем случае могут и входить в состав параметров оптимизации. Целью данного исследования являлось определение размеров поперечного сечения каналов, числа последовательно соединенных каналов, параметров ПС (характерный размер пор, проницаемость или пористость), размеров паропроводящих каналов. Оптимальное сочетание всех этих величин должно обеспечить получение температуры рабочей поверхности КИ, близкой к температуре насыщения криоагента и максимальной скорости ее достижения при экономном расходе криоагента.

Параметры ПС следует выбирать так, чтобы свести к минимуму взаимодействие потоков пара и жидкости. Если определить локальное давление жидкой фазы в ПС через p' и пара в канале через p'' , то устойчивое разделение потоков осуществляется, когда в любой зоне каналов

выполняются условия $-\frac{2G}{\bar{a}_{\max}} < p' - p'' < \frac{2G}{\bar{a}_{\max}}$ (12)

Принимаем, что движение жидкости в ПС подчиняется закону Дарси; парогенерирующий канал состоит из паровой зоны и смоченной ПС и в пределах i -го участка все параметры постоянны и изменяются только от участка к участку. Потери давления в жидкости ($\Delta p_i'$) и паровом канале ($\Delta p_i''$) на i -том участке определяются выражением:

$$\Delta p_i' = \frac{G(1-\bar{x}_i)^2 l_i}{n_k \rho_l (\beta - d_{oi})^2 \bar{a}_{oi} K_{\phi i}}; \Delta p_i'' = 8 \frac{l_i (d_{oi} + d_{oi})^2}{(d_{oi} - d_{oi})^3} \nu \frac{G \bar{x}_i}{n \bar{x}_i} \quad (13)$$

Таким образом, гидродинамика процесса позволяет сформулировать два условия, определяемые уравнениями (12), (13).

$$-\frac{2G}{\bar{a}_{i \max}} < \frac{G}{n_k \beta} \left[\sum \beta \left(\frac{d_{oi}}{d_{oi}} + 1 \right)^2 \frac{\nu \bar{x}_i}{d_{oi}^3} l_i - \sum \frac{(1-\bar{x}_i)^2 l_i}{(\beta - d_{oi}) K_{\phi i}} \right] < \frac{2G}{\bar{a}_{i \max}} \quad (14)$$

$$\sum \Delta p_i' = \frac{G \nu}{n \bar{a}_{oi}} \sum \frac{(1-\bar{x}_i)^2 l_i}{(\beta - d_{oi}) K_{\phi i}} \leq P_o - P_1 \quad (15)$$

При стационарном процессе условия (14) и (15) являются необходимыми и достаточными для решения задачи оптимизации параметров теплообменного устройства КИ $\bar{a}, d_{oi}, \beta, n_k, K_{\phi i}$.

В общем случае, следует учитывать время выхода на стационарный режим, оценка которого производится из анализа условий гидродинамической (τ_r) и тепловой (τ_T) нестационарности. Расчет времени заполнения ПС жидкостью производится из уравнения сохранения количества движения

$$\text{при } \frac{\nu T}{\epsilon K_{\phi i}} \rightarrow 0 \quad \tau_r = \frac{l_{oi}}{\sqrt{\Delta P_o / \epsilon \rho_i}}; \quad (16)$$

$$\text{при } \frac{\nu T}{\epsilon K_{\phi i}} \rightarrow \infty \quad \tau_r = \frac{l_{oi}^2 \cdot M'}{2 \Delta P_o \cdot K_{\phi i}}$$

Определение времени стабилизации теплового режима (τ_T) находится при условиях, что "захолаживание" по всей рабочей поверхности одинаково и время гидравлической стабилизации $\tau_r \ll \tau_T$, и им можно пренебречь. Тогда для элемента канала единичной длины из уравнения теплового баланса, при отсутствии внешних источников тепла, можно получить приближенное время температурной стабилизации в виде

$$\tau_T \approx \frac{d_{oi} \rho_m c_m}{(m-1) \alpha_c} \quad (17)$$

С увеличением толщины и уменьшением проницаемости ПС зависимость коэффициента теплоотдачи от стенки к кипящему криоагенту α_c от параметров ПС могут проявляться в виде $\alpha_c \sim \bar{a}^{-1}, \alpha_c \sim \beta / d_{oi}$ и т.п. Принимая во внимание сложность кризисных явлений при "замораживании" ПС, были использованы приближенные физические представления о механизме кризисного кипения на поверхности теплообмена покрытой ПС, опубликованные в ряде работ (Смирнов Г.Ф., Семена М.Г., Abbat A. и др.).

Это позволяет считать, что ПС способно предотвратить наступление кризиса кипения, при условии, что капиллярный потенциал оказывается достаточным, чтобы удержать жидкую фазу у стенки, отнесенную динамическим воздействием образующегося в пористой зоне пара. Этому соответствует условие

$$\frac{4G}{\bar{a}_{\max}} > \text{const} \left(\frac{q}{z} \right) \frac{1}{\rho''} \quad (18)$$

Полагая, что в уравнении (18) постоянная величина может быть определена ориентируясь на значения подобной величины при кризисном кипении в свободном объеме, и что зависимость между характерным размером пор \bar{a} и коэффициентом проницаемости K_{ϕ} может быть представлена в степенной форме $K_{\phi} = c_1 \bar{a}^n$, можно получить выражение ограничения по K_{ϕ} .

$$K_{\phi} < c_1 (4K^2)^n \left(\frac{q^2 \beta \rho''}{q} \right)^{\frac{1}{2n}} \quad (19)$$

С другой стороны, параметры ПС и гидродинамика должны быть таковы, чтобы обеспечить полное выпаривание жидкой фазы и не допустить ее заметного уноса. Предположив, что в соответствии с (14) и (15) осуществлено рациональное профилирование каналов теплообменника и в ПС движется жидкая фаза, а в паровых каналах - пар, можно записать уравнение, связывающее параметры ПС, геометрию теплообменника, давление криоагента и тепловую нагрузку

$$G = 6 \sqrt{\frac{AB(\epsilon'')^2 \rho'' \nu'}{K_{\phi} \epsilon'}} \frac{1}{K_{\phi}} + \frac{\Delta P_o (A \epsilon'')^2 2 \rho''}{n \bar{a}} - \beta \rho \nu' \frac{AB(\epsilon'')^2}{K_{\phi} \epsilon' K_{\phi}} > \frac{qAB}{z} \quad (20)$$

где ϵ' и ϵ'' определяют доли сечения канала, занятые жидкостью и паром, соответственно.

Для количественной оценки взаимного влияния всех величин, входящих в состав параметров оптимизации, проведены варианты расчетов на микро-ЭВМ "Электроника-60" в следующем диапазоне измерения параметров: $K_{\phi} \geq 15, 5 \cdot 10^{-10} \dots 5, 2 \cdot 10^{-6}$, $n = 1 \dots 4$, $d_{oi} = (0 \dots 1, 2) \cdot 10^{-3}$ м, $\Delta P_o = (1, 9 \dots 2, 9) \cdot 10^4$ Па.

Результаты экспериментальных исследований, приведенных на рис. 7 и 8, подтвердили правильность принятых предпосылок при аналитических исследованиях.

Алгоритм рационального проектирования теплообменных устройств КИ с пористой металловолоконной структурой вытекает из анализа количественной оценки уравнений (17), (18), (19), (20) и экспериментальных исследований и представлен в следующей форме:

1. При известных эксплуатационных и технологических параметрах (q, A, β, ν и др.) определяется максимальная проницаемость K_{ϕ} .

2. Определяются варианты гидравлической разводки криоагента, обеспечивающие отсутствие застойных зон и равномерное распределение криоагента по всей рабочей поверхности КИ при минимальном количестве каналов n_k .

3. По выбранным значениям высоты канала \bar{b} определяется d_0 .
4. Рассчитываются минимальные потери давления Δp_0 с учетом возможностей обеспечения этих значений системой охлаждения КХА.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ТЕПЛООБМЕНА В ЗОНЕ КОНТАКТА КРИОИНСТРУМЕНТА С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНЬЮ

Описана экспериментальная установка для исследования температурного поля, скорости, глубины, объема замороженной ткани в зависимости от режимов криовоздействия и оценки эффективности использования пористой структуры в системе испарительного охлаждения рабочих наконечников криоинструментов. Проведена оценка экспериментальных и расчетных параметров динамики температурного поля в биологических тканях *in vivo* в соответствии с математической моделью плоско-параллельного криовоздействия. Исследованы основные рабочие параметры криохирургической установки.

Экспериментальные исследования проводились на тканях печени животных *in vivo* и модельной биологической среде *in vitro*. Экспериментальная установка обеспечивала: температуру криовоздействия в контакте с тканями *in vivo* 83 - 273 К, точность стабилизации температуры ± 3 К, скорость охлаждения рабочей поверхности криоинструмента 250 - 50 К/мин при соответствующих давлениях в криоблоке от $29,4 \cdot 10^4$ Па до $4,9 \cdot 10^4$ Па. Температурные поля в биологических тканях измерялись с помощью медь-константановых термопар, смонтированных в медицинские иглы. Запись показаний осуществлялась посредством ампервольтомметра, соединенного через коммутирующее устройство с цифровым устройством ЭУМ-23. Погрешность измерения температуры составляла не более 1,6 %.

Экспериментальные исследования по определению динамики температурного поля по глубине замороженной области показали, что характер распределения температуры в тканях находится в строгом соответствии с температурой рабочей поверхности криоинструмента. При равной экспозиции изотермические поверхности, соответствующие температуре замерзания (T_3) и "некроза" (T_n), будут находиться на большем расстоянии от плоскости криовоздействия при понижении температуры криоинструмента. Такое же соответствие наблюдается и при исследовании динамики объема замороженной и некротизированной ткани. Чем ниже температура криовоздействия, тем больше объем замороженной ткани и больше отношение зон некроза и замораживания. При увеличении расстояния между соответствующими изотермическими поверхностями и плоскостью криоинструмента это соотношение заметно уменьшается. Показано, что одним из основных параметров, влияющих на эф-

фективность криодеструкции, является скорость достижения температур ткани, соответствующих фазовым переходам. Эта скорость зависит от аппаратурных параметров: температуры, скорости охлаждения криоинструмента и холодильной мощности. Управление скоростью охлаждения, температурой криовоздействия и холодильной мощностью осуществлялось регулированием расхода криоагента через теплообменник криоинструмента путем изменения избыточного давления в криоблоке. Из представленных на рис. 6 зависимости видно, что при давлении равном $29,4 \cdot 10^4$ Па время выхода на минимальную стационарную температуру составляет 1 мин для криоинструмента с рабочей площадью 15 см^2 , при этом скорость охлаждения составляет 200 К/мин. Однако, точность стабилизации температуры криоинструмента недостаточная (± 8 К), кроме того рост избыточного давления приводит к некоторому повышению температуры рабочей поверхности за счет увеличения критической температуры кипения жидкого азота. Исследования зависимости холодильной мощности и объема замороженной зоны для криоинструментов площадью 15 и $3,2 \text{ см}^2$ от величины избыточного давления в криоблоке (рис. 6) показали, что существует оптимальный диапазон давлений ($19,6-24,5$) $\cdot 10^4$ Па, при которых обеспечивается максимальный объем замороженной зоны и холодильная мощность, а также достаточная точность стабилизации температуры криоинструмента.

Исследования влияния параметров пористой структуры, геометрии теплообменника криоинструментов и гидродинамики в системе испарительного охлаждения на обеспечение минимальной температуры криовоздействия и максимальной скорости ее достижения при удельных тепловых нагрузках в пределах $10-15 \text{ Вт/см}^2$ подтвердили правильность предложенного алгоритма рационального конструирования теплообменников криоинструментов с пористой металловолоконной структурой. Основные параметры криохирургической установки определяются условием теплообмена в криоинструментах, связанного с разделением потоков пара и жидкости в пористой структуре, распределением криоагента по поверхности с исключением застойных и тупиковых зон, а также формированием прямого и обратного потоков.

Зависимости основных режимов криовоздействия - времени выхода на минимальную стационарную температуру (скорость охлаждения) и объема замораживания (холодильная мощность) - от параметров пористой структуры, геометрических и гидродинамических характеристик теплообменников криоинструментов представлены на рис. 7, 8. Анализ этих зависимостей показал, что минимальным временем выхода и максимальным объемом замораживания обладают образцы криоинструментов, в которых параметры пористой структуры (\bar{d} , $K_{\text{ф}}$), размеры парового (d_0) и жид-

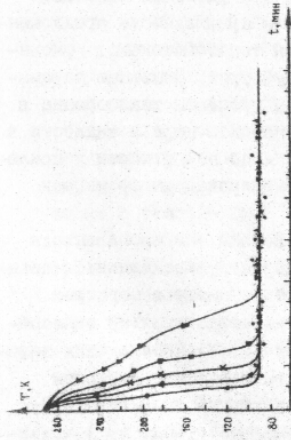


Рис. 5. Зависимость времени выхода на режим и стабилизации температуры криоинструмента от давления в криоблоке: \circ — $P = 29,1 \cdot 10^4$ Па; \times — $P = 19,6 \cdot 10^4$ Па; \square — $P = 14,7 \cdot 10^4$ Па; ∇ — $P = 9,6 \cdot 10^4$ Па.

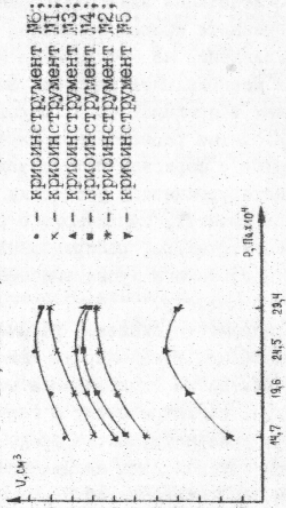


Рис. 8. Зависимость объема замороженной зоны от избыточного давления в криоблоке для криоинструментов с разными параметрами пористой структуры

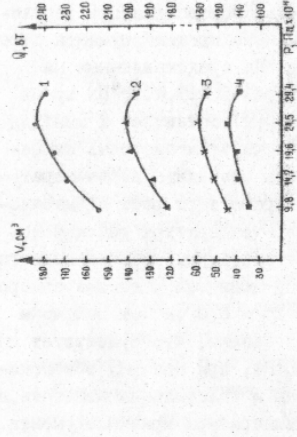


Рис. 6. Зависимость объема зоны замораживания (1, 3) и холодильной мощности установок (2, 4) от давления в криоблоке: 1, 2 — криоинструмент площадью 15 см^2 ; 3, 4 — криоинструмент площадью $3,2 \text{ см}^2$.

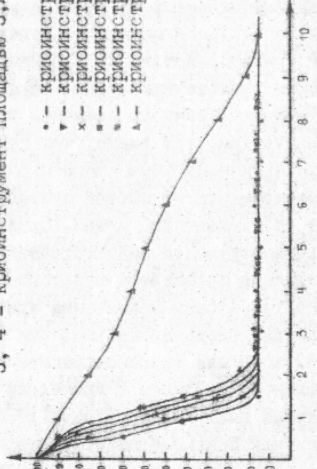


Рис. 7. Зависимость времени выхода на режим от параметров пористой структуры криоинструментов при $T_k = 93 \text{ К}$, $P = 24,5 \cdot 10^4$ Па

костного (a_0) каналов, число параллельных каналов (n_k) и давление криоагента на входе (p_0) оптимизированы в соответствии с предложенным алгоритмом рационального конструирования теплообменников. К параметрам, наиболее влияющим на режимы криовоздействия, можно отнести высоту парового канала, коэффициент проницаемости пористой структуры и давление криоагента. В лучших образцах (М1, М6) они, соответственно, составляли $d_0 = (1,2) \cdot 10^{-3} \text{ м}$, $K_{kc} = 5 \cdot 10^{-7} - 5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2$, $p_0 = 2,9 \cdot 10^4 \text{ Па}$, что соответствует избыточному давлению в криоблоке, равному $24,5 \cdot 10^4 \text{ Па}$. Наличие экстремума на кривой зависимости объема замороженной ткани от давления (рис. 6, 8) характеризуется условиями взаимосвязи гидродинамики и параметров пористой структуры: при давлениях ниже оптимального поступление жидкой фазы криоагента недостаточное для отвода тепла от тканей *in vivo*, а при давлениях выше оптимального не обеспечивается эффективное устойчивое разделение пара и жидкости в процессе генерации паровой фазы за счет уноса криоагента, что в первом и во втором случаях приводит к увеличению времени температурной стабилизации, снижению скорости замораживания и уменьшению холодильной мощности.

Результаты исследований основных характеристик криохирургической установки при различных давлениях в криоблоке представлены в графической форме.

Оптимизация основных параметров криохирургической установки (температура криовоздействия 93–103К, скорость охлаждения криоинструмента не менее 150–200К/мин при холодильной мощности порядка 100 Вт) позволяет проводить устойчивое управление процессом низкотемпературного воздействия на ткани *in vivo* с режимами, обеспечивающими гарантированную криодеструкцию больших объемов тканей (150–200см³). Гистологический анализ тканей *in vivo* подтвердил рациональность предложенных режимов. Увеличение скорости замораживания на периферии опухолевого узла с 2–3К/мин до 12–15К/мин приводит к достоверному усилению деструктивного действия низких температур и увеличению объема некроза относительно объема замороженной зоны до 70–75%.

ОПИСАНИЕ ОПЫТНЫХ И ПРОМЫШЛЕННЫХ УСТАНОВОК ДЛЯ КРИОХИРУРГИИ СЕРИИ "КРИОЭЛЕКТРОНИКА" И РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Приведены основные характеристики серийных криохирургических установок "Криоэлектроника-2" и "Криоэлектроника-4". Установки с комплектами сменных криоинструментов обеспечивают при холодопроизводительности порядка 100 Вт. минимальную температуру рабочей поверх-

ности криоинструмента в контакте с тканями *in vivo* 83 К при скорости достижения этой температуры 250 К/мин. Рассмотрены вопросы выбора схемы управления и контроля режимов криовоздействия. Система управления обеспечивает устойчивое автоматическое или программное воспроизведение режимов криовоздействия в широком диапазоне температур, скорости и холодильной мощности, что расширяет область применения установок, как для криохирургии, так и для криотерапии.

Рассмотрены вопросы выбора конструкции и тепловой изоляции криотрубопровода установки "Криоэлектроника-4". Использование базальтового "супертонкого" волокна с коэффициентом теплопроводности меньше 0,04 Вт/м.К в качестве теплоизоляции магистрали обратного потока, а трикотажного электронагревателя для поддержания "комнатной" температуры наружной поверхности позволяет создавать достаточно гибкие криотрубопроводы, обладающие большей эксплуатационной надежностью по сравнению с вакуумными.

Сменные криоинструменты и криоапликаторы являются основными элементами криохирургической установки. Их конструкция определяет совокупность технологических приемов криовоздействия при различной патологии, что и определяет универсальность и область применения аппаратуры в целом. Принципиальным является использование в сменных наконечниках криоинструментов пористой структуры и съемного соединения, позволяющего подводить криоагент непосредственно в теплообменное устройство сменного апликатора. Размещение датчика температуры на рабочей поверхности значительно повышает точность управления криовоздействием, повторяемость результатов.

Результаты клинического применения криохирургической аппаратуры показаны на примере криохирургического лечения злокачественных новообразований панкреатодуоденальной зоны в Киевском НИИ клинической и экспериментальной хирургии МЗ УССР и на кафедре хирургии Киевского медицинского института им. академика А.А.Вогомольца МЗ УССР. Внедрение в клиническую практику методов и техники для криодеструкции злокачественных новообразований позволило снизить число послеоперационных осложнений в 7 - 8 раз и среднюю продолжительность стационарного лечения в 1,5 - 2 раза. Метод является достаточно эффективным, а в ряде случаев единственным, позволяющим задержать рост и размножение опухолевых клеток; ликвидировать болевой синдром, продлить жизнь больным, ранее погибавшим в течение первого месяца после любого паллиативного вмешательства и считавшимися абсолютно бесперспективными. По всей видимости, криодеструкция может являться методом выбора в лечении данного контингента больных.

За период промышленного выпуска в лечебные учреждения страны поставлено более 350 криохирургических установок "Криоэлектроника-2" и "Криоэлектроника-4". Установки демонстрировались на ряде зарубежных выставок, где получили высокую оценку специалистов, о чем свидетельствуют Почетные дипломы и закупки аппаратуры зарубежными фирмами.

ВЫВОДЫ

1. Разработан метод математического моделирования температурного поля в биологических тканях *in vivo* при плоскопараллельной модели источника локального криовоздействия.

2. Получены аналитические решения стационарной задачи кондуктивного теплообмена в биологической ткани с распределенными источниками тепла и приближенные решения нестационарной задачи локального криовоздействия на ткани *in vivo*, устанавливающие функциональные зависимости основных параметров процесса низкотемпературного воздействия от теплофизических свойств ткани.

3. Реализован на микро-ЭВМ алгоритм численного решения стационарной и нестационарной задач локального криовоздействия на биологические ткани *in vivo*. Анализ расчетных и экспериментальных данных показал хорошую сходимость результатов (расхождения составляют не более 8%), что позволяет использовать предложенные решения для предварительного прогнозирования результатов и осуществить переход к разработке криохирургической аппаратуры с программным управлением процессом локального криовоздействия.

4. На основании комплексных экспериментальных исследований получены сведения о характере распространения температурного поля в биологических тканях *in vivo* в зависимости от режимов криовоздействия. Показано, что гарантированная криодеструкция определяется, в основном, не "критической" температурой поражения, а скоростью ее достижения, и поэтому криохирургическая аппаратура должна обеспечивать при минимальной температуре криовоздействия (93-103) К скорость достижения этой температуры не менее 150 - 200 К/мин.

5. Проведенные аналитические исследования режимов теплообмена в рабочих наконечниках с пористой структурой позволили оценить влияние геометрических и гидродинамических характеристик структуры на процесс теплообмена, обеспечивающий устойчивую и минимальную температуру поверхности криоинструмента при высоких удельных тепловых нагрузках.

6. Разработан и экспериментально проверен алгоритм, позволяющий осуществить оптимальное конструирование теплообменников криоинструментов с пористой металловолоконной структурой, характеризующийся разделением потоков пара и жидкости в пористой структуре, распределением криоагента по поверхности криоинструмента с исключением застойных и тупиковых зон совместно с компановкой прямого и обратного потоков.

7. Разработана базовая криохирургическая установка, обеспечивающая гарантированную и воспроизводимую криодеструкцию клеток тканей при холодопроизводительности не менее 100 Вт, температуре рабочей поверхности криоинструмента в контакте с тканями $in vivo$ 83 К и скорости достижения этой температуры 200 - 250 К/мин.

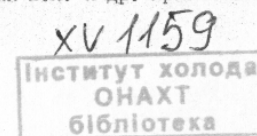
8. Разработанная на основе современной элементной базы система управления и контроля основных параметров позволяет получить устойчивое автоматическое или программное воспроизведение режимов криовоздействия в широком интервале рабочих температур и использовать установки как для криохирургии, так и для криотерапии.

9. Впервые в стране организован промышленный выпуск базовой криохирургической аппаратуры серии "Криоэлектроника" с набором сменных криоинструментов для различных областей медицины. По медико-техническим требованиям разработанная аппаратура находится на уровне лучших зарубежных аналогов.

Основные положения диссертации опубликованы в следующих работах:

1. Березовский А.А., Муськин Ю.Н. Математическое прогнозирование плоскостепенной криодеструкции биологической ткани. В кн.: Задачи Стефана с предельным стационарным состоянием в криохирургии. Киев, 1986, с.17-35 (Препринт АН УССР, ин-т математики 86.68).
2. Гассанов Л.Г., Мостицкий А.В., Муськин Ю.Н. Некоторый опыт выпуска и эксплуатации криохирургической аппаратуры серии "Криоэлектроника". Всесоюзная н.-т. конф. по проблемам теоретической и прикладной криобиологии. Харьков, окт. 1984.
3. Курбацкий П.П., Дубровин О.А., Муськин Ю.Н. Микроркиогенное оборудование в медицине. Электронная промышленность, вып.8-9, 1979, с.88-90.
4. Муськин Ю.Н., Товма А.А., Жарков Я.В., Игнатенко В.М. Опыт разработки и использования устройств с расходными жидкостными системами охлаждения в электронике, медицине, биологии. Всесоюзная н.-т. конф. "Микроркиогенная техника-84". Омск, сент. 1984.

5. Муськин Ю.Н., Жарков Я.В., Сапсай Ю.М., Смехнов А.А. Многоцелевая криохирургическая установка. Тез. докл. на Всесоюзн. н.-т. конф. "Совершенствование процессов машин и аппаратов холодильной и криогенной техники и кондиционирование воздуха". Ташкент, 25-27 окт. 1977.
6. Муськин Ю.Н., Жарков Я.В., Литвиненко Т.В., Сапсай Ю.М. Состояние и перспективы разработки криохирургической аппаратуры типа "Криоэлектроника". Всесоюзн. н.-т. конф. по проблемам теоретической и прикладной криобиологии. Харьков, окт. 1984.
7. Муськин Ю.Н., Жарков Я.В., Сапсай Ю.М. Криохирургическая аппаратура заливного типа серии "Криоэлектроника". Электронная промышленность, вып. 10 (138), 1984.
8. Муськин Ю.Н., Смехнов А.А. Гибкий трубопровод для жидкого азота. Электронная техника, серия 7, ТОПО, вып.3 (112), 1982, с.67-68.
9. Шалимов А.А., Жарков Я.В., Муськин Ю.Н. и др. Криовоздействие в лечении опухолей печени и поджелудочной железы. Тез. докл. Республ. научной конф. "Специальные методы исследования и лечения злокачественных опухолей". Днепропетровск, 1979.
10. Шалимов А.А., Шалимов С.А., Муськин Ю.Н. и др. Гипотермия в хирургии поджелудочной железы. Клиническая хирургия, №11, К., "Здоровье", 1982, с.1-7.
11. Шалимов С.А., Литвиненко А.А., Муськин Ю.Н. Применение криохирургической установки "Криоэлектроника-2" в абдоминальной хирургии. Электронная промышленность, вып.10 (138), 1984.
12. Шалимов С.А., Муськин Ю.Н., Жарков Я.В. Криовоздействие в лечении болевого синдрома при раке поджелудочной железы. В кн.: Новые технические решения в диагностике и лечении патологических органов билиопанкреатодуоденальной зоны. Куйбышев, 1978.
13. Балтайтис Ю.В., Гассанов Л.Г., Жарков Я.В., Муськин Ю.Н., Папушенко С.Б. Способ криодеструкции грибовидных новообразований и устройство для его осуществления. А.с. СССР № 1145508, 1982.
14. Муськин Ю.Н., Жарков Я.В. Криоинструмент. Положительное решение по заявке № 3706882/13 от 24.09.84 г.
15. Муськин Ю.Н., Жарков Я.В., Сапсай Ю.М., Земсков В.С., Смехнов А.А. Криохирургический аппарат. А.с. СССР № 1102096, 1983.
16. Муськин Ю.Н., Кадырова Л.Ю., Гриффен А.А., Тюменева И.Н., Щелягина В.М. Гибкий холодопровод. А.с. СССР № 862943, опубл. БИ №34, 1981.
17. Шалимов А.А., Шалимов С.А., Муськин Ю.Н. и др. Криоаппликатор. А.с. СССР № 1153411, 1983.

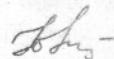


18. Шалимов А.А., Шалимов С.А., Муськин Ю.Н. и др. Способ операции на поджелудочной железе. А.с. СССР № 1050686, опубл. ВИ №40, 1983.

Условные обозначения:

θ - безразмерная температура ткани; m_k - массовый расход крови; β - безразмерный параметр тока крови; P - параметр теплоты кристаллизации; T - температура ткани; Λ - скрытая теплота кристаллизации; α - коэффициент теплообмена; W_0 - мощность источников тепла, обусловленных кровотоком и метаболизмом; t - время; x - координата залегания фронта изотермической поверхности ткани; G - полный расход криоагента; n_k - число параллельных ветвей каналов теплообменника; \bar{a} - размер пор ПС; \bar{x}_i - средняя степень сухости; K_{fi} - коэффициент проницаемости ПС; W_i - скорость фильтрации; p' и p'' - локальные давления жидкости и газа в ПС; p_0 - давление криоагента на входе.

Соискатель



Подписано к печати 03.II.86 г.

Тираж 100 экз. 1,0 печ. лист.

Ротапринт НИИ "Сатурн". Зак. № 1481

