

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
“ХАРКІВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ”

Горбунов Костянтин Олександрович

УДК 536.2

**ЗАКОНОМІРНОСТІ ПРОЦЕСУ ПОМІРНОГО ОХОЛОДЖЕННЯ ОРГАНІЧНИХ
МАТЕРІАЛІВ З ФІКСОВАНОЮ ГРАНИЦЕЮ РОЗПОДІЛУ ФАЗ**

Спеціальність 05.17.08 - Процеси та обладнання хімічної технології

Автореферат
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Харків – 2002

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі загальної хімічної технології, процесів та апаратів Національного технічного університету “Харківський політехнічний інститут” Міністерства освіти та науки України, м. Харків

Науковий керівник: доктор технічних наук, професор
Товажнянський Леонід Леонідович,
Національний технічний університет “Харківський політехнічний інститут”, ректор, завідувач кафедри загальної хімічної технології, процесів та апаратів.

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор,
Фокін Віталій Сергійович,
Національний технічний університет “Харківський політехнічний інститут”,
професор кафедри теплотехніки;

кандидат технічних наук,
Анохін Георгій Олексійович,
Відкрите акціонерне товариство “Український науково-дослідний інститут хімічного машинобудування, УкрНДІХіммаш” Державного комітета промислової політики України, головний спеціаліст, м. Харків.

Провідна установа: Науково-дослідний та проектний інститут хімічних технологій Державного комітета промислової політики України, м. Северодонецьк

Захист дисертації відбудеться “07” травня 2002 р. о 10 годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 64.050.05 у Національному технічному університеті “Харківський політехнічний інститут” за адресою: 61002, м. Харків, вул. Фрунзе, 21.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотечі Національного технічного університету “Харківський політехнічний інститут”.

Автореферат розісланий “02” квітня 2002 р.

Вчений секретар
спеціалізованої вченої ради

_____ Тимченко В. К.

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. На сьогоднішній день помірне охолодження застосовується в багатьох галузях. У харчовій промисловості використовується для охолодження, заморожування, транспортування та зберігання на тривалий час різноманітних продуктів, а також виробництва сухого льоду. У біомедицині - для біологічного синтезу, збереження органічних матеріалів обмеженого терміну життя, до яких пред'являються жорсткі вимоги щодо зберігання. У медицині помірне охолодження знайшло застосування для зруйнування тканини органічного походження – некрозу. Цей ефект досягається за допомогою природного охолодження шляхом теплообміну з охолоджуючою середою, або штучним охолодженням. Засоби природного охолодження засновані на використанні сніга або льоду. Внаслідок розвитку штучного охолодження засоби природного знаходять обмежене застосування, і тільки у харчовій промисловості. У зв'язку з широким діапазоном технологічних температур для різноманітних об'єктів, що заморожуються, необхідно наперед визначати технічну систему, що забезпечувала б задані температури, а також з максимальною ефективністю використовувала холодильний агент. В багатьох галузях і, зокрема, у медицині, неприпустимо застосування токсичних та вибухонебезпечних робочих середовищ. Означеним вимогам безпеки для здоров'я людини задовольняють азот, аргон, неон, хладони, а також закис азоту, яка отримала в останній час широке розповсюдження.

Однак, незважаючи на широке використання помірного охолодження в різноманітних галузях, практичне його застосування стримується відсутністю вірогідних даних, що дозволяли б прогнозувати результати кріовпливу з необхідною точністю. Недостатньо також інформації щодо інтенсивності тепловіддачі холодоагентів та теплоперенос при проморожуванні органічної тканини, що зумовлюється фазовим переходом і обмеженим числом даних про теплофізичні характеристики матеріалу, що заморожується у діапазоні технологічних температур.

Незважаючи на те, що кріогенна дія в галузі медицини має переваги, існує ряд чинників, що перешкоджають досягненню кращих клінічних результатів, одним з яких слід вважати недосконалість кріоінструменту.

Таким чином, необхідність рішення названих вище задач стала підставою для постановки та проведення комплексного теоретичного та експериментального дослідження процесів тепло-масоперенесення при помірному охолодженні органічних матеріалів, спрямованого на розробку засобу прогнозування результатів кріовпливу, а також вивчення процесу тепловіддачі кріоінструменту з метою її інтенсифікації.

Зв'язок дисертації з науковими програмами, планами і темами. Дисертаційна робота пов'язана з тематикою фундаментальних та прикладних досліджень, що проводяться згідно договору про наукове співробітництво між Інститутом медичної радіології ім. С. П. Григор'єва

АМН України та Національним технічним університетом “ХПІ” “Розробка стандартизованих технологій для діагностики та лікування пухлин молочної, щитовидної залози та геніталій” (ДР 0197V013672).

Мета дослідження. Метою дисертаційної роботи є рішення задачі теплообміну щодо кріодеструкції органічної тканини для отримання теплових навколоразрахункових характеристик процесу, раціоналізації його проведення та інтенсифікації тепловіддачі кріоінструменту.

Об’єкт дослідження – процес теплопровідності з фазовим переходом I роду щодо помірного охолодження органічних матеріалів.

Предмет дослідження – матеріали органічного походження.

Методи дослідження. В процесі вивчення стану питання в напрямку досліджень, які стосуються цієї дисертації, використовувався метод аналізу; при теоретичних дослідженнях – метод математичного моделювання, який базується на фундаментальних положеннях фізики та теорії теплопровідності; при лабораторних дослідженнях – методи з застосуванням сучасних методик обробки експериментальних даних.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні задачі:

1. Розробити фізичну модель процесу впливу кріоінструмента на область, що заморожується.
2. Розробити математичну модель, що дозволить отримати залежності глибини некрозу від часу кріовпливу.
3. Експериментально досліджувати холодопродуктивність кріоінструменту та виявити шляхи інтенсифікації його тепловіддачі.
4. Розробити на основі результатів теоретичних та експериментальних досліджень накінцівку кріоінструмента, що дозволить інтенсифікувати тепловідведення та скоротити час кріовпливу та видаток холодоагенту.

Наукова новизна одержаних результатів. На основі аналізу існуючих засобів охолодження розроблена їх класифікація.

Отримала подальший розвиток математична модель процесу кріодеструкції органічної тканини.

Експериментально визначено теплофізичні властивості тканини, що заповнює прогалину у реологічних властивостях і носить фундаментальний характер.

Вперше отримано залежності для прогнозування глибини кріонекрозу від часу кріовпливу для початку та кінця некрозу з урахуванням температури холодоагенту.

Вперше визначений час, необхідний для відновлювання температури тканини органічного походження після заморожування, що дозволить поширити використання засобу кріогенного впливу на такі матеріали.

Інтенсифікована тепловіддача кріозонду шляхом застосування засобів позбільшення тепловіддачі у тонких щілинних каналах стосовно до холодоагентів.

Практичне значення одержаних результатів. Використання отриманих наукових результатів дозволяє застосовувати засіб математичного моделювання у практичній медицині для прогнозування результатів кріовпливу.

У результаті рішення ретроспективної задачі відтавання, визначений час між закінченням процесу кріовпливу та досягненням тканиною критичної температури.

Розроблений кріоінструмент дасть можливість інтенсифікувати тепловідведення, що, у свою чергу, призводить до скорочення часу кріовпливу та на 10 ÷ 12 % видатку холодоагенту.

Результати рішення задачі охолодження органічної тканини узагальнені у критеріальному вигляді з метою прогнозування процесу кріовпливу у різноманітних галузях при використанні широкого спектру кріоінструментів.

Теоретичні результати по визначенню часу кріовпливу, глибини кріонекрозу а також часу відновлення температури підтверджені даними лабораторних досліджень та впроваджені в Інституті медичної радіології ім. С. П. Григор'єва АМН України (м. Харків), а також у навчальному процесі кафедри онкології Харківського державного медичного університету.

Особистий внесок здобувача при виконанні роботи:

1. Обґрунтовано та надано подальший розвиток математичної моделі теплопровідності з фазовим переходом I роду щодо процесу кріовпливу на тканину органічного походження.
2. Отримано залежності для глибини кріовпливу від часу.
3. Шляхом застосування звісних методів інтенсифікації тепловіддачі вдосконалено кріоінструмент.
4. Результати теоретичних досліджень узагальнені у критеріальному вигляді.

Апробація результатів дисертації. Основні положення дисертаційної роботи доповідалися та обговорювалися на Українській науково-технічній конференції “Автоматика-99” (Харків, 1999 р.), науково-практичній конференції “Інтегровані технології та енергозбереження” (Алушта, 2001 р.), Всеукраїнській науковій конференції “Успіхи та перспективи розвитку кріобіології та кріомедицини” (Харків, 2001 р.), на засіданні вченої ради Інституту медичної радіології ім. С. П. Григор'єва АМН України (Харків, 2001 р.), а також на науково-технічному семінарі кафедри загальної хімічної технології, процесів та апаратів Національного технічного університету “ХПІ” (Харків, 2002 р.)

Публікації. Основні наукові результати дисертації опубліковані у 8 наукових працях, у тому числі патент України, з них у провідних фахових виданнях України - 5 робіт.

Структура та обсяг роботи. Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків і додатків. Повний обсяг дисертації – 119 сторінок, 2 рисунка на 2 сторінках,

20 рисунків по тексту, 1 таблиця по тексту, 5 додатків на 5 сторінках, 118 найменувань використаних літературних джерел на 11 сторінках.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обгрунтована актуальність теми дисертаційної роботи, сформульована мета та визначені задачі дослідження.

У **першому розділі** проведений огляд та аналіз засобів охолодження, що опублікувалися, та засобів моделювання в різноманітних галузях з метою виявлення тенденцій розвитку даного напрямку й визначення шляхів підвищення ефективності використання засобів кріовпливу.

Встановлено, що, незважаючи на широке використання помірною охолодження, існуючі засоби оцінки та контролю результатів кріовпливу є неефективними, а деякі з них – суперечливими. Недостатньо інформації щодо інтенсивності тепловіддачі холодоагентів та теплоперенос при промороженні органічної тканини, що зумовлюється складністю опису процесів з фазовим переходом та обмеженим числом даних про теплофізичні характеристики матеріалу у діапазоні технологічних температур. У свою чергу, недосконалість кріоінструменту також не дозволяє ефективно використовувати засіб кріовпливу.

Найбільш перспективним засобом аналізу та прогнозування ефективності процесу кріовпливу є математичне моделювання. Це зумовлене тим, що при використанні математичного моделювання як засобу дослідження, відпадає необхідність в постановці великої серії експериментів з наступною обробкою отриманих даних, що вимагають значних матеріальних та тимчасових витрат. При цьому слід врахувати й неможливість забезпечення повністю ідентичних специфічних умов проведення кожного експерименту для розглядуваної задачі.

Незважаючи на існування великої номенклатури холодильних систем різноманітних типів та конструкцій, немає єдиної класифікації та систематизації засобів охолодження через велику кількість ознак, за якими можна та необхідно їх класифікувати. У зв'язку з цим розроблена ієрархічна класифікація приладів для отримання холоду, що дозволяє по одній з ознак визначити, з одного боку, тип системи, а з іншого боку, виявити конкретне її втілення з урахуванням конструктивних особливостей, температурного рівня, умов роботи.

Завершує розділ постановка основних задач дисертаційної роботи, що впливають з наведеного у цьому розділі аналізу сучасного стану кріовпливу щодо кріодеструкції тканини органічного походження.

У **другому розділі** сформульована постановка задачі теплопровідності з фазовим переходом другого роду та описані особливості моделювання.

Для встановлення залежності глибини кріонекрозу від часу кріовпливу розглянутий процес відведення теплоти від органічного матеріалу (біологічної тканини) холодним джерелом - кріозондом. Враховуючи, що конвективні перетоки рідини у тканині зневажливо малі, допустимо вважати, що теплоперенос здійснюється тільки теплопровідністю. Диференціальне рівняння теплопровідності в одновимірній постановці записувалося у вигляді:

$$\rho C_e \frac{\partial T}{\partial \tau} = \lambda_e \frac{\partial^2 T}{\partial x^2}, \quad (1)$$

де C_e – ефективна теплоємність, що враховує фазовий перехід та виділену теплоту кристалізації. C_e задавалася у наступному вигляді:

$$C_e = \begin{cases} C_{\text{рід}}; T > T_{\text{ф}} \\ C_{\text{рід}} - q_{\text{кр}} \frac{\partial \phi}{\partial t}; T = T_{\text{ф}} \\ C_{\text{тв}}; T < T_{\text{ф}} \end{cases}, \quad (2)$$

де ϕ - відносна кількість рідкої фази.

Крайові умови:

$$\tau = 0; T_{\text{кз}} = T_0 = T|_{x=0}$$

$$T|_{x>0} = T_{\infty}$$

Розрахункова область математичної моделі процесу кріодеструкції органічної тканини в одновимірній постановці уявлена на рис. 1.

Відомо, що найбільш ефективні, у відношенні руйнівної здатності, температури лежать у діапазоні від -5°C до -50°C . Рівень -5°C відповідає значенню, при якому у тканині відбувається утворення льоду та, як слід, з'являються перші ознаки зруйнування. Границю -50°C для зруйнування при заморожуванні слід зв'язати з фізичними змінами, що відбуваються при температурі нижче евтектичної. У зв'язку з цим приймали значення температури для початку некрозу $T_{\text{п.н.}} = -5^{\circ}\text{C}$, а для кінця некрозу $T_{\text{к.н.}} = -50^{\circ}\text{C}$.

У початковий момент процесу ($\tau = 0$) температура тканини з урахуванням впливу теплопритоків від внутрішніх джерел складає 37°C .

Рис. 1. До постановки одновимірної задачі теплопровідності при математичному моделюванні процесу кріодеструкції.

При моделюванні процесу кріодеструкції було прийнято наступні припущення:

- теплофізичні властивості тканини до ($T > T_{\phi}$) та після ($T < T_{\phi}$) початку кріовпливу - різноманітні (T – температура у початковий момент часу, T_{ϕ} – температура фазового переходу);
- між кріозондом та тканиною є ідеальний тепловий контакт;
- врахування теплоти кристалізації здійснюється шляхом введення ефективної теплоємності.

У доступних літературних джерелах значення щільності біологічної тканини приймалося як значення щільності яловичого м'яса, що призводило до істотного закруглення моделі. Причому, у різноманітних джерелах значення щільності було також різноманітним.

Тому, відсутність вірогідного значення щільності біологічної тканини, що заморожується, стала підставою для проведення теоретичних та експериментальних досліджень по її визначенню. Оскільки маса твердого тіла та його об'єм незмінні, для оцінки щільності тіла вимагалось знайти з необхідною точністю оцінки його маси та об'єму й скласти їхнє відношення. Маса тіла вимірювалася засобами точного зважування із застосуванням набору зразкових гирь, похибка яких не перевищує 0.01 мг. Об'єм тіла визначався засобом погруження тіла у рідину.

При цьому середні значення результатів спостережень були подані у вигляді:

$$\bar{m} = 21.0102 \cdot 10^{-3} \text{ кг}, \bar{V} = 19.4537 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3,$$

А середні квадратичні відхилення для груп спостережень:

$$S^2_{m_i} = \frac{1}{n_1 - 1} \sum_{i=1}^{n_1} (m_i - \bar{m})^2 = \frac{2132 \cdot 10^{-14}}{10} = 213,2 \cdot 10^{-14} \text{ кг}^2,$$

$$S^2_{V_i} = \frac{1}{n_2 - 1} \sum_{i=1}^{n_2} (V_i - \bar{V})^2 = \frac{1805 \cdot 10^{-20}}{10} = 180,5 \cdot 10^{-20} \text{ м}^6.$$

Одже, було отримане значення щільності біологічної тканини $\tilde{\rho} = 1,080 \cdot 10^3 \left[\frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \right]$.

Використовуючи засіб лінеаризації, була отримана похибка вимірів, що складає величину $\psi_{\rho\%} = 65,7 \cdot 10^{-4}\%$ та надає можливість використовувати отримані дані у практичній медицині.

У результаті рішення диференціального рівняння теплопровідності (1) з урахуванням ефективної теплоємності (2) та крайових умов в одновимірній постановці були отримані розподіли температури у тканині в різноманітні часи на глибині 0 ÷ 5 мм (рис. 2).

Рис. 2. Розподіл температури по глибині тканини для різноманітних часів кріовпливу (одновимірна задача).

Недоліком рішення задачі у такій постановці є те, що не враховуються перетоки теплоти у поперечному напрямленні. Тому, з метою врахування перетоків теплоти у площині розрахункової області, вважалось доцільним постановка двовимірної задачі теплопровідності.

Для опису процесу кріодеструкції у розглядуваній розрахунковій області використовується двовимірне диференціальне рівняння нестационарної теплопровідності:

$$\rho C_e \left(\frac{\partial t}{\partial \tau} \right) = \frac{\partial}{\partial x} \left[\lambda_e \left(\frac{\partial t}{\partial x} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\lambda_e \left(\frac{\partial t}{\partial y} \right) \right], \quad (3)$$

особливістю якого для зони кристалізації є облік ефективної теплоємності, що задавалася аналогічно умові одновимірної задачі (2).

Кріозонд (Г1) контактує з областю, що досліджується, яка являє собою 1/2 осьового прямокутного перетину (рис. 3). На границях розрахункової області (Г2) – (Г6) встановлюється постійна температура 37 °С. Розподіл фронту кристалізації здійснюється вздовж осей X та Y.

Для розглядуваної розрахункової області задаються граничні умови:

$$\begin{aligned} \tau = 0; T_{Г1} &= T \\ T_{Г2} = T_{Г3} = T_{Г4} = T_{Г5} &= 37 \text{ } ^\circ\text{C} \\ \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{Г6} &= 0 \end{aligned}$$

Рис. 3. Розрахункова область.

У результаті рішення задачі засобом кінцевих різностей за неявній кінцево-різницевої схемі були побудовані функції розподілу температури тканини в фіксовані часи по глибині 0 ÷ 10 мм (рис. 4). На ділянці кривих до початку некрозу (- 5 °С) спостерігається лінійний розподіл температури t по

глибині тканини L. За границями початку некрозу – нелінійна залежність, що говорить про переважання конвективної складової у процесі теплопередачі.

Дані лабораторних досліджень усунених органічних препаратів показали, що в області, підверженій кріовпливу не усі клітини некротизувалися, що особливо характерно для області границі некрозу. У зв'язку з цим, до задачі входило визначення часу після кріовпливу до хірургічного втручання, що могло бути отримане на основі рішення двовимірного диференціального рівняння нестационарної теплопровідності (3) з урахуванням ефективної теплоємності:

$$C_e \leftarrow \begin{cases} C_{\text{рід}}; T > T_{\text{ф}}; \\ C_{\text{рід}} + q_{\text{пл}} \left(\frac{\partial \varphi}{\partial t} \right); T = T_{\text{ф}}; \\ C_{\text{тв}}; T < T_{\text{ф}}. \end{cases}$$

Рис. 4. Розподіл температури по глибині тканини для різноманітних моментів часу при кріовпливі.

Початковими умовами для цієї задачі є результати рішення прямої задачі теплопровідності.

Температура тканини за границями області кріовпливу приймалася 37 °С.

У результаті рішення ретроспективної задачі “відтавання”, був встановлений час між закінченням процесу кріодеструкції та початком хірургічного втручання, за який тканина на глибині 10 мм прогрівається до температури + 4 °С.

При цьому, враховуючи, що зона кріонекрозу визначалася з похибкою (8 ÷ 12) %, необхідно прийняти, що

$$\frac{\tau_{\text{відн.}}}{\tau_{\text{поч. х. втр.}}} \approx 0.8 \dots 0.9, \quad (*)$$

де $\tau_{\text{відн}}$ – час відновлення температури органічної тканини;

$\tau_{\text{поч. х. втр.}}$ – час початку хірургічного втручання.

Таким чином, час, що рекомендується після кріовпливу до хірургічного втручання, складає не більш 2 годин 15 хвилин з урахуванням поправки (*).

У третьому розділі поданий аналіз та обробка рішення одновимірної та двовимірної задачі теплопровідності.

Результати рішення одновимірної задачі уявлені у вигляді:

$$\tau_{п.н} = 1.007 L^{1.525} \cdot K_{Т.п.}, \quad (4)$$

$$\tau_{к.н} = 2.049 L^{1.550} K_{Т.п.}, \quad (5)$$

де $\tau_{п.н}$ та $\tau_{к.н}$ - час початку та кінця некрозу відповідно, хв;
 L – глибина некрозу, мм; $K_{Т.п.}$ - поправка на температуру кріозонду:

$$K_{Т.п.} = 2 - \frac{t_{дж}}{100}; \quad (6)$$

Де $t_{дж}$ – абсолютна величина за модулем температури джерела, $^{\circ}\text{C}$.

Аналіз функції (4) та (5) показав, що із збільшенням часу кріовпливу швидкість проморожування зменшується. Це погоджується із теоретичними уявленнями про процес кристалізації, що були наведені В. А. Ємел'яновим у роботі “Тепловая работа машин непрерывного литья заготовок”.

Отримані залежності (4) та (5) дозволяють прогнозувати час кріовпливу для досягнення заданої глибини кріонекрозу та вірогідні для холодоагентів з температурами кипіння, що лежать у діапазоні від -196°C до -23°C .

Результати рішення задачі теплопровідності у двовимірній постановці подані у наступному вигляді:

$$\tau_{п.н} = 0.15 L^{1.582} \cdot K_{Т.п.}, \quad (7)$$

$$\tau_{к.н} = 0.3 L^{2.947} \cdot K_{Т.п.} \quad (8)$$

З метою підтвердження вірогідності отриманих результатів (залежностей (7) та (8)), були проведені лабораторні дослідження, результати яких порівнювалися з розрахунковими. Проведене порівняння свідчить про достатньо високе для практичної мети погодження останніх з результатами лабораторних досліджень. Так, похибка визначення часу кріовпливу не перевищує 15 %, що відповідає $0.8 \div 1.1$ хв., прогнозування глибини некрозу складає 12 %, (абсолютні значення не перевищують $0.3 \div 0.5$ мм), що відповідає точності визначення глибини некрозу при лабораторному дослідженні.

З двох залежностей глибини кріонекрозу тканини від часу кріовпливу для початку та кінця некрозу доцільно прийняти до розгляду тільки одну.

Рекомендованою до використання у практичній медицині є функція початку некрозу (7) завдяки тому, що вона володіє найбільшою вірогідністю відносно лабораторних даних (рис. 5).

Рис. 5. Залежність глибини некрозу від часу кріовпливу.

З метою визначення інтенсивності тепловіддачі кріоінструмента, було проведено експериментальні дослідження на воді з використанням апарату АКГ-01. Однак, отримана у результаті залежність товщини наморозливості льоду від часу кріовпливу

$$\tau = 0.0142 \cdot \Delta^2_{\text{пром}} \quad (9)$$

не може бути рекомендована для використання у практичній медицині з огляду її невідповідності залежності (7) та даним лабораторних досліджень.

Четвертий розділ присвячений питанням практичного застосування результатів дослідження. У цьому розділі проаналізовані деякі відомі залежності, що дозволять прогнозувати процес кріовпливу, а також отримані залежності глибини некрозу від коефіцієнту тепловіддачі α у крітеріальному вигляді, що дозволяє проводити параметричні дослідження з метою широкого узагальнення результатів рішення задачі теплообміну при кріодеструкції органічної тканини:

$$L = 0.01 \left(\frac{\alpha_{\text{еф}} \text{Nu}}{\text{Fo} \cdot \text{Bi}} \right)^{2.39}, \quad (10)$$

З метою визначення інтенсивності протікання процесу кріовпливу, залежність (10) була перетворена у вигляді:

$$\frac{L}{\text{Nu}^{2.39}} = 0.01 \left(\frac{\alpha_{\text{еф}}}{\text{Fo} \cdot \text{Bi}} \right)^{2.39}. \quad (11)$$

Графік залежностей (10) та (11) поданий на рис. 6 (а та б) відповідно.

Рис. 6. Узагальнення результатів рішення задачі охолодження органічної тканини у крітеріальному вигляді.

Аналіз наведеної на рис. 6а залежності показав, що ефективний діапазон $\left(\frac{Nu}{Fo \cdot Bi}\right)_{\text{еф.}} = 2 \div 4$. У

ньому мають перевагу конвективні перетоки теплоти та значення коефіцієнту тепловіддачі α мінімальне, що дозволяє задаватися значенням саме з цього діапазону.

У подальшому, отримання розподілу α по довжині кріоінструмента дозволяє відмовитися від необхідності проводити заміри температури на різноманітних ділянках кріозонду. При цьому коефіцієнт тепловіддачі α у (10) та (11) визначається як:

$$\alpha = \frac{\lambda \cdot \Delta t}{\delta \cdot (t_{\text{к.з.}} - t_{\text{х.а.}})} \quad (12)$$

де $t_{\text{к.з.}}$ - температура кріозонду; $t_{\text{х.а.}}$ - температура холодоагенту; δ - діаметр каналу, м; λ - теплопровідність холодоагенту, $\frac{\text{Вт}}{\text{м} \cdot \text{К}}$.

Залежності (10 та 11), являючи собою критеріальні рівняння, можуть бути використані у подальших дослідженнях для прогнозування результатів кріовпливу у різноманітних галузях при використанні широкого спектру кріоінструментів.

З метою підвищення заморозувальної здатності кріоінструменту, скорочення часу кріовпливу, зниження витратку холодоагенту та, як слід, зниження матеріальних витрат, був розроблений кріохірургічний зонд, у головці накінцівки якого встановлений стрижень, призначений для розсічення прямого потоку холодоагента та зменшення товщини застоючої області на внутрішній поверхні головки (рис. 7).

Рис. 7. Головка накінцівки кріозонду.

Експериментальне порівняння різноманітних варіантів виконання кріозондів (“без стрижня”, “циліндричний стрижень”, “стрижень у вигляді спіралі”) (рис. 8) показало, що максимальною ефективністю володіє кріозонд зі стрижнем у вигляді спіралі (рис. 9).

Рис. 8. Різноманітне виконання стрижня.

Рис. 9. Залежність Nu від Re для різноманітного виконання накінцівки кріоінструменту.

Теоретичні результати по визначенню часу кріовпливу, глибини кріонекрозу, а також часу відновлення температури, підтверджені даними лабораторних досліджень та впроваджені в Інституті медичної радіології імені С. П. Григор'єва АМН України (м. Харків), а також у навчальному процесі на кафедрі онкології Харківського державного медичного університету.

У додатках наведені акти про впровадження результатів дисертаційної роботи, фізичні властивості холодоагентів та схеми установки АКГ – 01.

ВИСНОВКИ

Результати проведеного теоретичного та експериментального дослідження процесу помірного охолодження органічних матеріалів з фіксованою границею розподілу фаз дозволяють отримати ряд позитивних результатів, до яких відносяться: раціоналізація процесу кріодеструкції об'єкта дослідження, прогнозування процесу кріовпливу, визначення часу відновлення органічної тканини, інтенсифікація тепловіддачі кріоінструменту, зниження видатку холодоагенту, скорочення часу кріовпливу.

1. Розроблена класифікація засобів охолодження, що дозволило за однією з ознак визначити, з одного боку, тип системи, а, з іншого боку, виявити конкретне її втілення з урахуванням конструктивних особливостей, температурного рівня, умов роботи.

2. Побудована фізична модель процесу впливу кріоінструменту на заморозливу область, що дозволило отримати уявлення про специфіку протікання процесу та про механізми переносу теплоти.

3. Розроблена математична модель процесу кріодеструкції органічної тканини, що дозволило отримати залежності глибини некрозу від часу кріовпливу з урахуванням температури холодоагенту, що є важливим для практичної медицини.

4. Розроблена, на основі результатів теоретичних та експериментальних досліджень по визначенню холодопродуктивності кріоінструмента, накінцівка кріоапарату, що дозволило інтенсифікувати тепловідведення, що, у свою чергу, дає можливість скоротити час кріовпливу, на 10 ÷ 12 % видаток холодоагенту та, як слід, призводить до зниження витрат. Кріозонд впроваджений та застосовується у практичній медицині.

5. Вперше визначений час відновлення температури органічної тканини завдяки рішенням ретроспективної задачі відтавання, що дозволило поширити використання комбінованого засобу лікування, який включає до себе предопераційну кріодеструкцію та наступне хірургічне втручання.

6. Експериментально визначене значення щільності біологічної тканини, що є першим кроком для проведення цілого комплексу досліджень у різноманітних галузях з метою заповнення даних по теплофізичним властивостям об'єкту дослідження.

7. Отримані у критеріальному вигляді результати рішення задачі теплопровідності при охолодженні органічних матеріалів, що дозволяє використовувати ці результати у різноманітних галузях при використанні широкого спектру кріоінструментів, що, у свою чергу, дозволяє оцінювати характеристики нових технічних засобів та холодоагентів.

8. Теоретичні результати по визначенню часу кріовпливу, глибини кріонекрозу, а також часу відновлення температури тканини, що підтверджені даними експериментальних досліджень, впроваджені в Інституті медичної радіології ім. С. П. Григор'єва АМН України та використовуються як засіб лікування з предопераційною кріодеструкцією.

9. Теоретичні положення та результати дослідження використовуються у навчальному процесі кафедри онкології Харківського державного медичного університету.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Горбунов К. А., ТОВАЖНЯНСКИЙ Л. Л., АНИПКО О. Б. Состояние и перспективы развития методов прогнозирования крионекроза биологической ткани // Интегровані технології та енергозбереження.– Харків: ХДПУ, 1999.– № 2.– С. 89 – 95

2. Горбунов К. А., ТОВАЖНЯНСКИЙ Л. Л., АНИПКО О. Б. Идентификация математической модели крионекроза биологической ткани // Вестник Харьковского государственного политехнического университета, Харьков: ХГПУ, 1999.– Выпуск 72.– С. 111 – 116.

3. Горбунов К. А., ТОВАЖНЯНСКИЙ Л. Л., АНИПКО О. Б., МИХАНОВСКИЙ А. А. Задача восстановления температуры биологической ткани после криовоздействия // Интегровані технології та енергозбереження.– Харків: ХДПУ, 2000.– № 3.– С. 94 – 97.

4. Горбунов К. А., АНИПКО О. Б., МИХАНОВСКИЙ А. А. Исследование тепловых и совершенствование технологических процессов при криодеструкции биологической ткани // Интегровані технології та енергозбереження.– Харків: НТУ “ХП”, 2001.– № 2.– С. 126 – 129.

5. Горбунов К. А., АНИПКО О. Б.. Методы интенсификации теплоотдачи теплообменников транспортных средств (обзор) // Интегровані технології та енергозбереження.– Харків: НТУ “ХП”, 2001.– № 1.– С.13 – 26.

6. Горбунов К. А., АНИПКО О. Б., ТОВАЖНЯНСКИЙ Л. Л., МИХАНОВСКИЙ А. А. Криохирургический зонд. Патент Украины № 99031614. Опубл. 15.02.2001. Бюл. №1.

7. Горбунов К. А., АНИПКО О. Б., МИХАНОВСКИЙ А. А. Прогнозирование глубины крионекроза биологической ткани на основе математической модели теплопроводности у больных раком тела матки // Тезисы докладов Всеукраинской научной конференции “Успехи и перспективы развития криобиологии и криомедицины”.– 2001.– №3.– С. 77.

8. Горбунов К. А., Анипко О. Б., Михановский А. А. Определение времени восстановления температуры ткани путем решения задачи оттаивания у больных раком тела матки после криодеструкции опухоли // Тезисы докладов Всеукраинской научной конференции “Успехи и перспективы развития криобиологии и криомедицины”. – 2001. – №3. – С. 77.

АНОТАЦІЯ

Горбунов К. О. Закономірності процесу помірного охолодження органічних матеріалів з фіксованою границею розподілу фаз. – Рукопис.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.17.08. - процеси та обладнання хімічної технології. - Національний технічний університет “Харківський політехнічний інститут”, Харків, 2002.

Дисертація присвячена рішенням задачі теплообміну щодо криодеструкції органічних матеріалів для отримання теплових навколоразрахункових характеристик процесу, раціоналізації його проведення та вдосконалення кріоінструмента. Запропонована фізична модель процесу впливу кріоінструмента на область, що заморожується, яка дозволяє отримати дані щодо специфіки процесу та механізми переносу теплоти. За допомогою математичного моделювання вирішені одновимірні та двовимірні задачі теплопровідності та отримані залежності часу криодеструкції від глибини кріонекрозу, що дозволяє прогнозувати процес кріовпливу при кріовтручанні. Вирішена ретроспективна задача відтавання з метою встановлення часу відновлення органічної тканини після кріовпливу до початку хірургічного втручання. Експериментально визначені теплофізичні властивості тканини, що у відомому ступені заповнюють пробіл у реології та носять фундаментальний характер. Розроблений кріоінструмент, що дозволяє інтенсифікувати тепловідведення, що, у свою чергу, призводить до скорочення часу кріовпливу та на (10 ÷ 12) % видатку холодоагента. Отримані залежності глибини некроза від коефіцієнту тепловіддачі α у критеріальному вигляді, дозволяють проводити параметричні дослідження з метою широкого узагальнення результатів рішення задачі теплообміну при криодеструкції органічної тканини та прогнозувати процес кріовпливу у різноманітних додатках при використанні широкого спектру кріоінструментів. Розроблена ієрархічна класифікація приладів для отримання холоду.

Ключові слова: помірне охолодження, кріоінструмент, теплота, теплопередача, теплопровідність, криодеструкція, коефіцієнт тепловіддачі.

АННОТАЦИЯ

Горбунов К. А. Закономерности процесса умеренного охлаждения органических материалов с фиксированной границей раздела фаз. – Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.17.08. – процессы и оборудование химической технологии. - Национальный технический университет “Харьковский политехнический институт”, Харьков, 2002.

Диссертация посвящена решению задачи теплообмена при криодеструкции органической ткани для получения тепловых околорасчетных характеристик процесса, рационализации его проведения и совершенствования криоинструмента.

В работе предложена физическая модель процесса воздействия криоинструмента на замораживаемую область, позволяющая получить представление о специфике протекания процесса и о механизмах переноса теплоты.

Путем проведения теоретических и экспериментальных исследований установлено, что наиболее перспективным методом анализа и прогнозирования эффективности процесса криовоздействия является математическое моделирование. На его основе решены одномерная и двумерная задачи теплопроводности и получены зависимости времени криодеструкции от глубины крионекроза, что позволяет прогнозировать процесс криовоздействия при криовмешательстве.

С целью установления времени восстановления температуры органической ткани после криовоздействия до начала хирургического вмешательства, решена ретроспективная задача оттаивания.

Экспериментально определены теплофизические свойства замораживаемой ткани, которые в известной степени восполняют пробел в реологии и носят фундаментальный характер.

На основе существующих методов интенсификации теплоотдачи при турбулентном течении в тонких щелевых каналах применительно к хладагентам, разработан криоинструмент, позволяющий интенсифицировать теплоотвод, что, в свою очередь, приводит к сокращению времени криовоздействия и на (10 ÷ 12) % расхода хладагента.

В работе получены зависимости глубины некроза от коэффициента теплоотдачи α в критериальном виде, что позволяет проводить параметрические исследования с целью широкого обобщения результатов решения задачи теплообмена при криодеструкции органической ткани и прогнозировать процесс криовоздействия в различных приложениях при использовании широкого спектра криоинструментов.

Разработанная иерархическая классификация устройств для получения холода позволяет по одному из признаков определять, с одной стороны, тип системы, которая соответствует тем или иным требованиям, предъявляемым к ней, а, с другой стороны, выявить конкретное ее воплощение с учетом конструктивных особенностей, температурного уровня, условий работы. Кроме

перечисленных признаков, предложенная классификация открывает и другие возможности системного анализа холодильных устройств.

Ключевые слова: умеренное охлаждение, криоинструмент, теплота, теплопередача, теплопроводность, коэффициент теплоотдачи, криодеструкция.

THE SUMMARY

Gorbunov K.A. Regularities of organic materials moderate cooling process with limited endpoint of phase disposal. - Manuscript.

The thesis for a degree of candidate of engineering science by the speciality 05.17.08. – processes and equipment of chemical technology. - National Technical University "Kharkov Polytechnical Institute", Kharkov, 2002.

The thesis is devoted to solving the heat exchange tasks at cryodestruction of organic materials for obtaining heat close to calculated characteristics of the process, for rationalization of carrying it out and for perfecting cryoinstrument. The suggested physical model of the process of cryoinstrument's effect on the refrigerated area enables to get the idea of specificity of running of the process and of heat mechanisms. With the help of mathematical model operation the one- and two-dimensional tasks of heat conduction were solved and the dependencies of the time of cryodestruction on the depth of cryonecrosis were obtained, which enables to forecast the process of cryoeffect at cryointerference. Solved is the retrospective task of thawing in order to state the time of regeneration of organic cryoeffected tissue before the beginning of surgical interfering. The thermal qualities of refrigerated tissue were experimentally determined, and they to a certain degree are filling in the blank in rheology and bear fundamental character. Cryoinstrument that enables to intensify the heat elimination was developed which it its turn brings to decrease in time of cryoeffect and (10 ÷ 12) % decrease in refrigerant rate of flux. The worked out dependencies of the depth of necrosis on the heat-emission coefficient α in criteria aspect enable to carry out parametrical researches with the purpose of wide generalization of the results of solving the heat exchange task at cryodestruction of organic tissue and also to forecaste the process of cryoeffect in different applications using a wide spectrum of cryoinstruments. A hierarchical classification of devices for obtaining cold was worked out.

Key words: moderate cooling, cryoinstrument, heat, heat exchange, heat conduction, cryodestruction, heat-emission coefficient.