

УДК 615.832.9

Я.В. Жарков, А.Я. Жарков, М.М. Баран

Експериментальні дослідження параметрів аплікатора криохірургічної установки з метою оптимізації теплових потоків

Проведены экспериментальные исследования зависимости времени достижения минимальной температуры рабочей части аппликатора криохирургической установки «Крио-Пульс» от избыточного давления в криостате и зависимости минимальной температуры рабочей части аппликатора от толщины его стенки. Даны практические рекомендации.

Experimental studies of relation between time of achievement of minimal temperature of working surface of applicator and surplus pressure in cryostat and relation between minimal temperature of working surface of applicator and thickness of the applicator's shell have been provided. Recommendations for practical usage are given.

Вступ

Як відомо, ефективність криодеструкції біологічної тканини залежить від швидкості її охолодження, або від температури робочої частини аплікатора при умові його теплового контакту з біологічним об'єктом. Висока швидкість заморожування біологічної клітини (20 °/хв. і вище) забезпечує реалізацію механізму утворення внутрішньоклітинного кристалічного льоду, який в процесі повільного відтанення в результаті рекристалізації механічно руйнує клітину [1, 2, 3].

Виходячи з вищезазначеного – основною проблемою конструктора криохірургічного апарату є конструктивне забезпечення максимального відводу тепла від біологічної тканини, яка підлягає криодеструкції.

Основна частина

Дані дослідження виконані з метою визначення оптимальних значень масової швидкості проходження зрідженого кріоагенту через теплообмінну камеру аплікатора, або надлишкового тиску в криостаті та кількості тепла, підведеного до теплообмінної поверхні аплікатора, або товщини стінки робочої частини аплікатора.

Надійний тепловий контакт робочої частини аплікатора з біологічною тканиною забезпечується наступною умовою – в початковий момент робоча поверхня повинна бути при плюсовій температурі. Після цього відбувається процес охолодження робочої частини аплікатора до мінімальної температури. Таким чином, процес заморожування біологічної тканини можна розділити на дві фази:

- охолодження робочої частини аплікатора від плюсової температури до мінімально досяжної;
- утримання робочої частини аплікатора на рівні мінімальної температури.

Зростання об'єму замороженої зони біологічної тканини відбувається на протязі 6-7 хвилин. Надалі вищезазначене зростання припиняється через настання стану термодинамічної рівноваги [4]. Тобто утворення внутрішньоклітинного льоду відбувається в перші 6-7 хвилин процесу кріодії. В цей період необхідно реалізувати максимальну швидкість охолодження біологічної тканини. Тому конструкція аплікатора та параметри потоку зрідженого кріоагенту повинні забезпечувати мінімальний час виходу на робочий температурний режим та досягнення мінімальної температури його робочої частини.

На рис.1 подана схема експериментального стенду [5]. Дослідженням підлягав глаский аплікатор універсальної криохірургічної установки «Крио-Пульс» з діаметром робочої частини 25 мм. Модельне середовище – дистильована вода при температурі 36 °С об'ємом 3 дм³. Температура кріодії вимірювалась мідь-константановою термопарою, встановленою безпосередньо на робочій поверхні аплікатора.

В першій серії досліджень вимірювався час досягнення робочої частини мінімальної температури в залежності від надлишкового тиску в криостаті криохірургічної установки «Крио-Пульс» або від кількості прокачаного зрідженого кріоагенту через теплообмінну камеру аплікатора. Надлишковий тиск встановлювався на рівні 1,0 ат, 1,5 ат, 2,5 ат, 3,5 ат.

Результати вимірювань показані на рис. 2.

З рис.2 видно, що із збільшенням надлишкового тиску в криостаті від 1,0 ат до 2,5 ат, або із збільшенням швидкості прокачування зрідженого кріоагенту через теплообмінну камеру аплікатора час досягнення температури мінімального зачення (-180°С) зменшувався від 180 с до 60 с. При подальшому зростанні надлишкового тиску до 3,5 ат вищезазначений час зменшився до 50 с, проте мінімальна температура робочої частини аплікатора зросла до рівня мінус ~170°С. Це пояснюється тим, що із зростанням надлишкового тиску зрідженого кріоагенту підвищується його температура кипіння. Крім того, із зростанням надлишкового тиску понад 2,5 ат суттєво знижується точність утримання мінімальної температури робочої частини аплікатора, а також зростають витрати зрідженого кріоагенту.

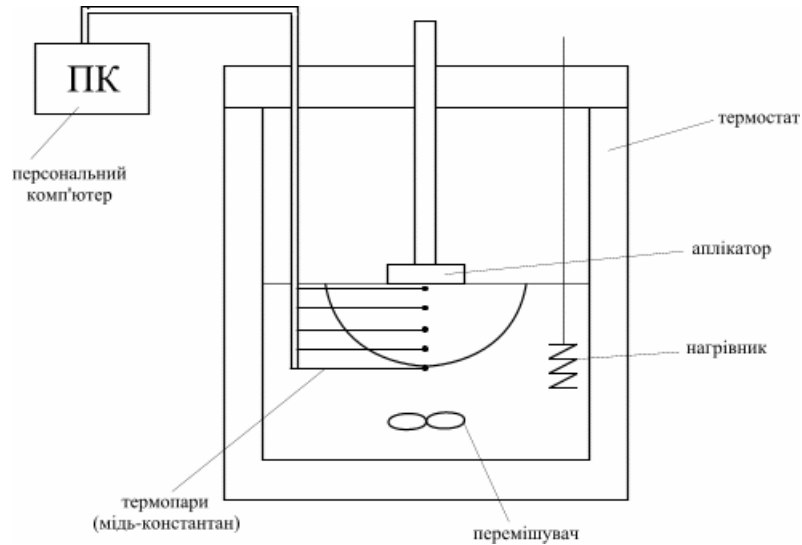


Рис. 1. Схема вимірювального стенду

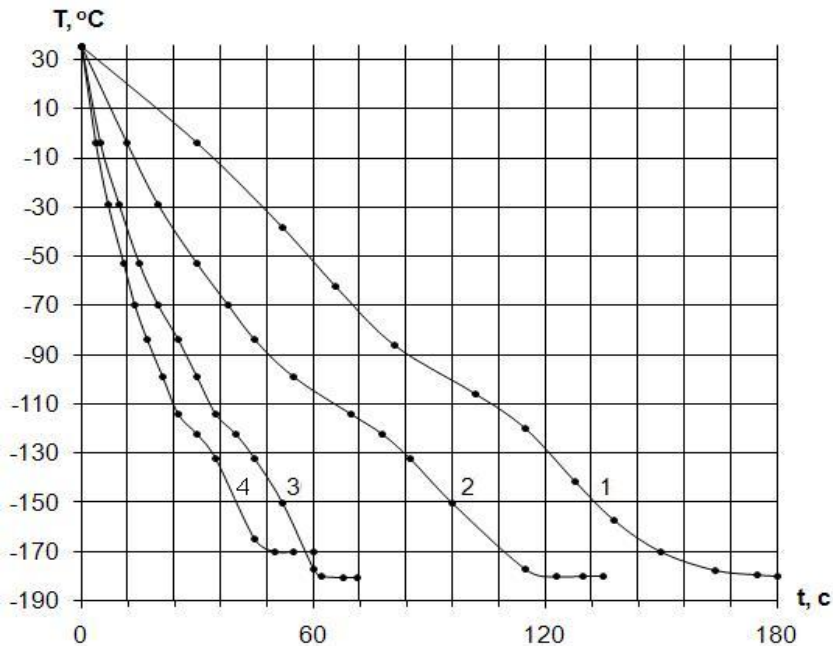


Рис. 2. Графік залежності часу досягнення мінімальної температури робочої частини аплікатора від надлишкового тиску в криостаті: 1 – надлишковий тиск 1,0 ат; 2 – надлишковий тиск 1,5 ат; 3 – надлишковий тиск 2,5 ат; 4 – надлишковий тиск 3,5 ат

В другій серії досліджень вимірювалась мінімальна температура робочої частини аплікатора в залежності від товщини її стінки. Для цього був виготовлений експериментальний аплікатор діаметром 25 мм, який відрізнявся від аплікатора із попередньої серії вимірювань товщиною стінки робочої частини, початкова товщина якої - 20 мм. В подальшому товщина стінки зменшувалась дискретно 2 мм - від початкової 20 мм до кінцевої 2 мм. При кожному значенні товщини вимірювалась мінімальна температура робочої частини аплікатора. Результати вимірювання показані на рис 3.

Із зменшенням товщини стінки аплікатора збільшувався потік тепла до поверхні теплооб-

міну робочої частини аплікатора і зменшувалась мінімальна температура, яка досягла мінімального значення (мінус 180°С) при товщині 4 мм. При товщині стінки 2 мм мінімальна температура підвищувалась. Це пояснюється тим, що при товщині стінки робочої частини аплікатора 4 мм в його теплообмінній камері реалізується перехідний режим кипіння зрідженого кріоагенту, який забезпечує максимальне значення коефіцієнта тепловіддачі. При подальшому зменшенні товщини стінки робочої частини аплікатора перехідний режим кипіння переходить в плівковий, при якому суттєво знижується коефіцієнт тепловіддачі, а значить підвищується мінімальна температура робочої частини.

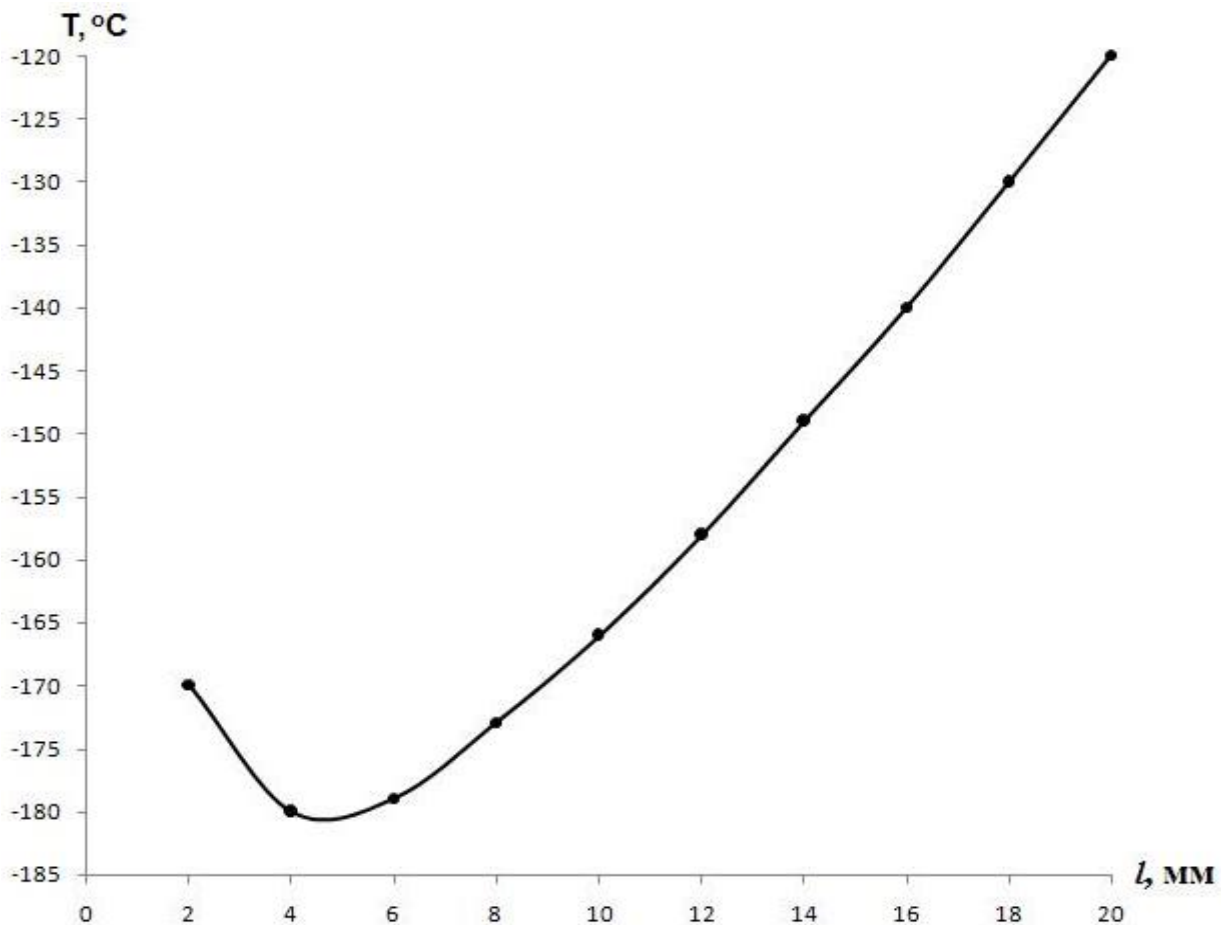


Рис. 3. Графік залежності мінімальної температури робочої частини аплікатора від товщини її стінки

Висновки

1. Надлишковий тиск в криостаті кріохірургічної установки «Кріо-Пульс» на рівні 2,5 ат при використанні аплікатора діаметром 25 мм забезпечує оптимальний час досягнення мінімальної температури робочої частини вищезазначеного аплікатора.

2. Товщина стінки робочої частини аплікатора суттєво впливає на значення її мінімальної температури. Для аплікатора кріохірургічної установки «Кріо-Пульс» діаметром 25 мм оптимальною є товщина 4 мм.

3. Кріодеструкції можуть підлягати новоутворення різної локалізації, які характеризуються різними тепловими потоками до робочої частини аплікатора. Тому необхідно виконати аналогічні дослідження при різних теплових потоках від модельного середовища.

Література

1. *Пушкарь Н. С.*, Белоус А. М. Введение в криобиологию. – К.: Наук. Думка, 1975. – 244 с.
2. *Пушкарь Н. С.*, Сандомирский Б. П. Теоретические и практические вопросы криохирургии // Криобиология и криомедицина. – 1982. – Вып. 10. – С. 47-48.
3. *Терновой К. С.*, Гасанов Л. Г. и др. Низкие температуры в медицине. - Киев: Наукова Думка, 1988. – 279 с.
4. *Грищенко В. И.*, Сандомирский Б. П. и др. Практическая криомедицина. – Киев, «Здоров'я». – 1987. – 245 с.
5. *Артименко А. М.*, Жарков А. Я., Кожевніков В. С., Коваленко М. М. Дослідження температурних полів зон заморожування кріохірургічним апаратом «Кріо-Пульс». – Електроніка і зв'язь. Тематический выпуск «Електроніка і нанотехнології», ч. 1, 2009. – С. 216-219.