

УДК 615.832.9

А.Я. Жарков¹, Я.В. Жарков¹, М.М. Коваленко, д-р мед. наук², Р.І. Янчій, д-р біол. наук³

Залежність стабілізації заданої температури аплікатора кріохірургічної установки «Кріо-Пульс» від надлишкового тиску в кріостаті

Описываются эксперименты, позволившие определить оптимальные значения избыточного давления в криостате универсальной автоматизированной криохирургической установки «Крио-Пульс», которые обеспечивают минимальное отклонение температуры рабочей поверхности аппликатора от заданной – минус 180⁰С, минус 100⁰С, 0⁰С. Даны рекомендации по определению оптимального избыточного давления для каждого аппликатора и каждого температурного уровня криовоздействия.

The experiments which allowed to define the optimal values of surplus pressure in cryostat by the universal automated cryosurgical device "Cryo-Pulse" which provide minimal deviation of the applicator working surface temperature from a set value of minus 180⁰С, minus 100⁰С, 0⁰С are described. Recommendations on determination of the optimum surplus pressure for every applicator and every temperature level of cryoinfluence are given.

Ключевые слова: криохирургия, криохирургическая установка, аппликатор, криовоздействие, избыточное давление.

Вступ

Кріохірургічний метод лікування – руйнування патологічної тканини шляхом глибокого охолодження (кріодеструкція) – входить в перелік найбільш дієвих та ефективних методів при лікуванні онкологічних захворювань.

Кріохірургія відноситься до методів лікування, ефективність застосування яких суттєво залежить від технічних можливостей кріохірургічної техніки. Кріобіологічні дослідження дозволили визначити основні механізми кріодеструкції біологічної клітини [1, 2], які, в свою чергу, стали основою технічних вимог до кріохірургічної апаратури. Виконання вищезазначених умов забезпечує гарантовану кріодеструкцію заданого об'єму патологічної тканини. До основних технічних вимог відносяться висока холодильна потужність кріохірургічного апарату та можливість з високою точністю досягати, вимірювати та утримувати задану температуру робочої поверхні аплікатора із робочого температурного

діапазону від 0⁰С до мінімально можливої, але не вище мінус 180⁰С.

Висока холодильна потужність забезпечується особливою організацією теплообмінних процесів безпосередньо в теплообмінній камері аплікатора і не є темою даних досліджень.

Здатність кріохірургічного апарату вимірювати і утримувати з високою точністю задану температуру робочої частини аплікатора є важливим для лікаря параметром. Динаміка росту замороженої зони патологічної тканини, її об'ємні розміри прямо залежать від температури кріодії (температури робочої поверхні аплікатора). Тому достовірна інформація про температуру кріодії дозволяє лікарю в залежності від конкретної кріохірургічної операції вибирати оптимальні значення температури аплікатора та часу кріодії. Крім того, точне вимірювання температури кріодії дозволить для прогнозування зони кріодеструкції застосовувати математичне моделювання і візуалізацію на екрані монітора динаміки росту замороженої зони на будь-якому органі. Це особливо важливо в разі виконання кріохірургічної операції в закритих для візуального спостереження областях.

Основна частина

Стабілізація температури робочої частини аплікатора універсальної автоматизованої кріохірургічної установки «Кріо-Пульс» на попередньо заданому рівні виконується за наступним принципом. Температура кріодії аплікатора контролюється вмонтованим в його робочу частину напівпровідниковим термодатчиком (рис. 1).

Конструктивно термодатчик захищений від потоку зрідженого чи газоподібного кріоагенту, що забезпечує високу точність вимірювання реальної температури робочої частини аплікатора. В режимі охолодження аплікатора в його теплообмінну камеру поступає зріджений азот. Після досягнення температури кріодії попередньо встановленого значення з робочого діапазону температур (20 – мінус 180⁰С), блоком керування установки перекривається доступ кріоагенту в теплообмінну камеру закриттям

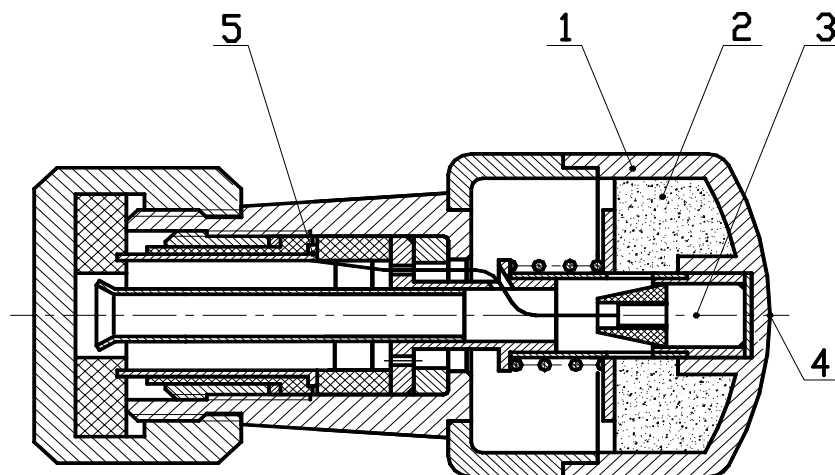


Рис. 1. Аплікатор універсальної автоматизованої кріохірургічної установки «Кріо-Пульт» 1 – корпус; 2 – порувата структура; 3 – напівпровідниковий вимірювач температури; 4 – робоча частина аплікатора; 5 – електричний роз'єм.

відповідного електромагнітного клапану, який знаходиться в кріозонді установки в магістралі прямого потоку кріоагенту в безпосередній близькості від аплікатора. Після википання в теплообмінній камері зрідженого кріоагенту температура робочої частини аплікатора (а значить і терморезистора) підвищується завдяки тепловому потокові від органу пацієнта, який підлягає кріодеструкції. Після цього електромагнітний клапан відкриває доступ в теплообмінну камеру нової порції зрідженого кріоагенту.

Таким чином, температура робочої поверхні аплікатора залежить від кількості зрідженого азоту, який поступає в теплообмінну камеру в результаті наявності надлишкового тиску в кріостаті кріохірургічної установки. Очевидно, що для досягнення та утримання заданої різної температури робочої частини аплікатора необхідна різна кількість зрідженого кріоагенту. Метою даної роботи є визначення оптимального надлишкового тиску в кріостаті для трьох температурних рівнів кріодії – 0°C , мінус 100°C , мінус 180°C .

В даній роботі досліджувався аплікатор $\varnothing 25$ мм.

Функціональна схема вимірювального стенду показана на рис. 2 [3].

Основою стенду є термостат ємністю 3 л з подвійними стінками. Теплоізоляція внутрішнього об'єму термостату від зовнішнього середовища забезпечувалась вакуумуванням простору між стінками термостату до залишкового тиску 1×10^{-4} мм рт. ст.

Модельне середовище – дистильована вода

при температурі 37°C об'ємом 3 дм^3 . Температура кріодії вимірювалась термодатчиком, вмонтованим в робочу частину аплікатора (рис. 1).

Точність вимірювання температури за результатами досліджень є достатньою на рівні похибки $\pm 1^{\circ}\text{C}$. Час обробки інформації з моменту отримання сигналу від термодатчика до відображення його, наприклад, на моніторі комп'ютера не перевищує 1 с. Дані умови є достатніми для отримання експериментальних залежностей стабілізації температури робочої поверхні аплікатора від надлишкового тиску в кріостаті.

Температура модельного середовища протягом всього часу експерименту підтримувалась на рівні $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ за допомогою блоку стабілізації температури, а саме, поперемінним вмиканням/вимиканням нагрівника, розміщеного безпосередньо в модельному середовищі, в залежності від сигналу термодатчика, розміщеної також в модельному середовищі. Рівномірність розповсюдження тепла від нагрівника по всьому об'єму модельного середовища забезпечувалась за допомогою електромагнітного перемішувача.

На рис. 3-5 зображена динаміка коливань температури робочої частини аплікатора навколо встановленої температури (мінус 180°C , мінус 100°C , 0°C) при різних значеннях надлишкового тиску в кріостаті.

Вимірювання температурних коливань починались після досягнення температури робочої частини аплікатора встановленого значення і продовжувались протягом трьох хвилин.

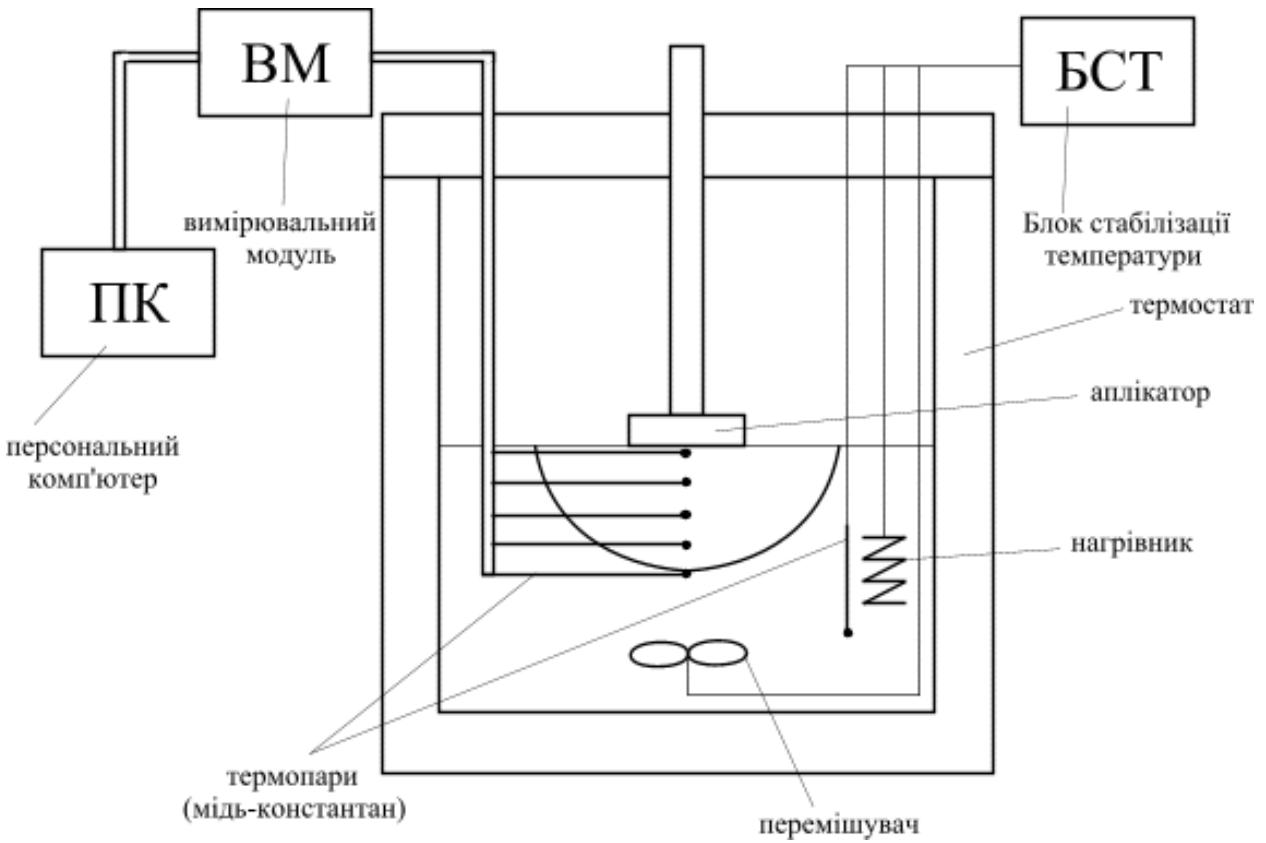


Рис. 2. Схема вимірювального стенду

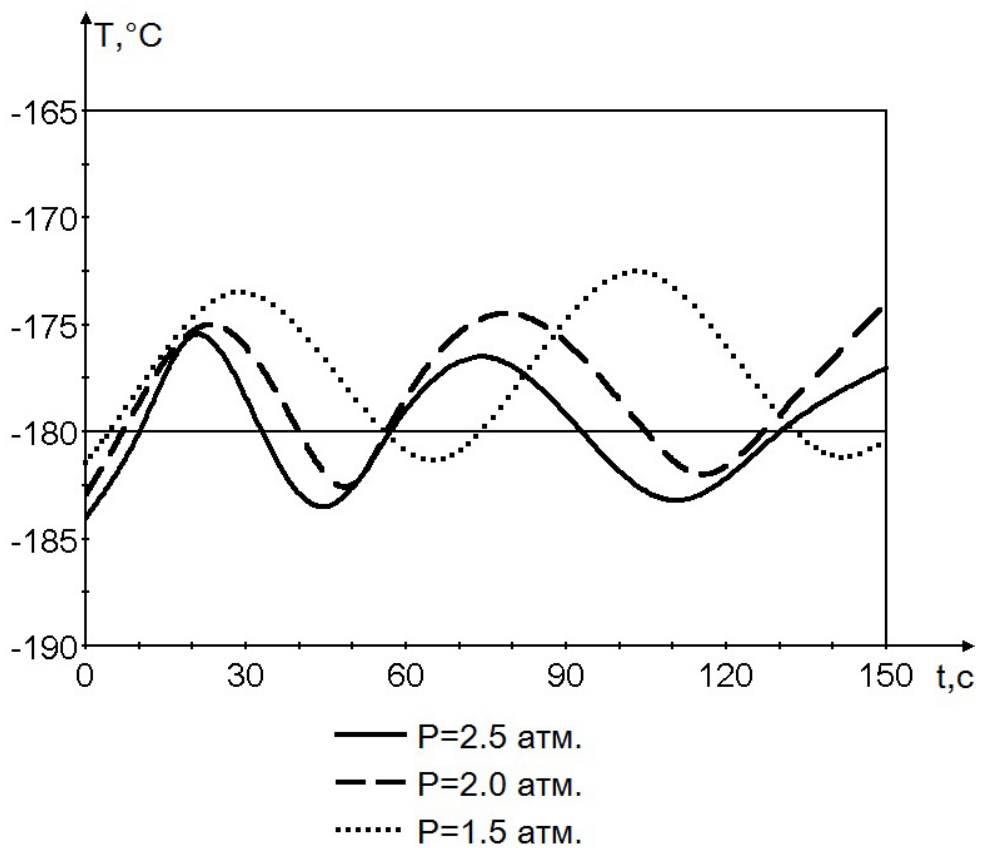


Рис. 3. Графік залежності точності стабілізації температури кріодії від надлишкового тиску в кріостаті при $T_{уст} = -180^\circ\text{C}$

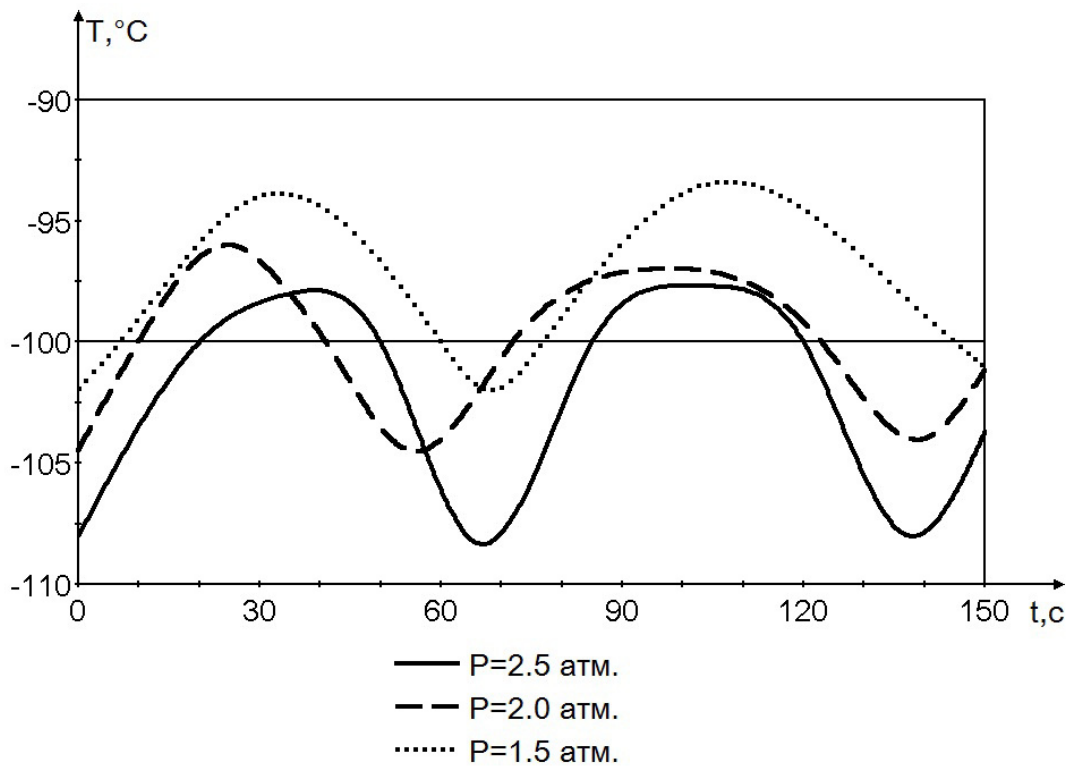


Рис. 4. Графік залежності точності стабілізації температури кріодії від надлишкового тиску в кріостаті при $T_{уст} = -100^{\circ}\text{C}$

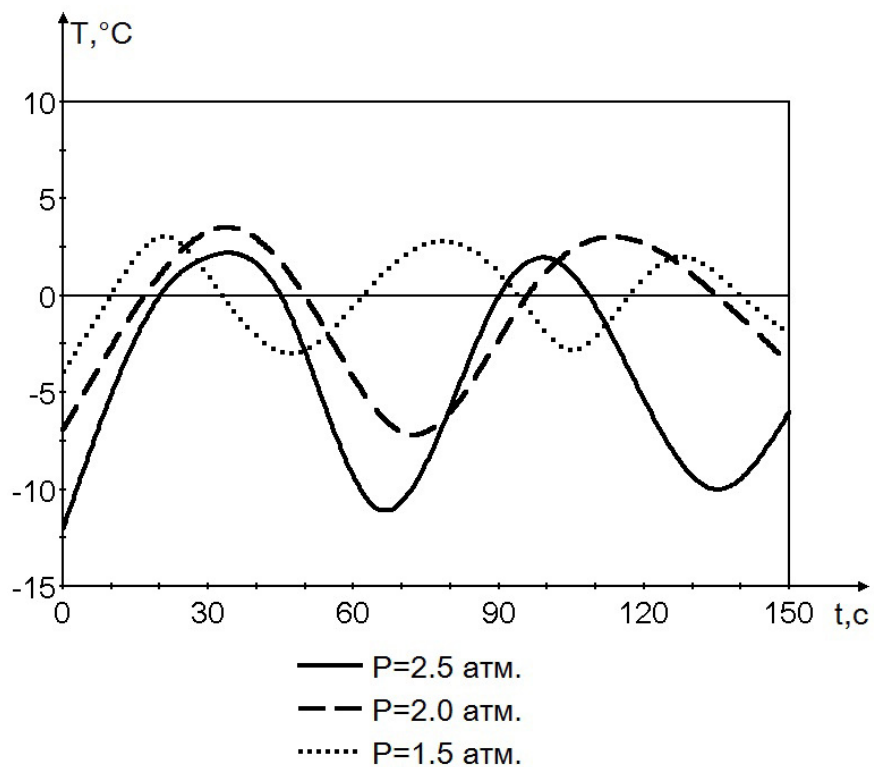


Рис. 5. Графік залежності точності стабілізації температури кріодії від надлишкового тиску в кріостаті при $T_{уст} = 0^{\circ}\text{C}$

Із графіків видно, що кожен температурний рівень має своє оптимальне значення надлишкового тиску в кріостаті, при якому відхилення температури робочої поверхні аплікатора від встановленого значення є мінімальним.

Так, для температури мінус 180⁰С оптимальним для найкращої стабілізації температури кріодії є тиск 2,5 атм., який співпадає з оптимальним тиском виходу на робочий режим мінус 180⁰С [4]. Для температури мінус 100⁰С оптимальним для стабілізації температури кріодії є тиск ~ 2,0 атм., для температури 0⁰С – відповідно ~ 1,5 атм.

При мінімальній температурі кріодії мінус 180⁰С для утримання її значення при потужному тепловому потоці до поверхні кипіння в теплообмінній камері аплікатора, який обумовлений наявністю високого температурного градієнту, необхідна подача значної кількості зрідженого азоту, що забезпечує максимальний надлишковий тиск у кріостаті 2,5 атм.

З підвищенням встановленої температури кріодії зменшується температурний градієнт, а значить і тепловий потік до поверхні кипіння теплообмінної камери аплікатора. Тобто, з підвищенням встановленої температури кріодії зменшується оптимальний тиск для забезпечення її мінімальних відхилень.

Висновки

- В будь-якому кріохірургічному апараті, який використовує для охолодження аплікатора теплоту фазового переходу кріоагенту, для кожного аплікатора існує конкретне значення оптимального надлишкового тиску в резервуарі з кріоагентом для кожної конкретної температури кріодії.

- Визначення та забезпечення оптимального надлишкового тиску в кріостаті для кожного аплікатора і кожного значення температури кріодії дозволить, по-перше, забезпечити високу точність стабілізації температури кріодії у всьому робочому діапазоні, по-друге, суттєво зменшити витрати зрідженого кріоагенту.
- Описані в даній роботі вимірювання необхідно виконати для кожного аплікатора і їх результати внести в програму керування процесом кріодії.

Література

1. *Фастовский В.Г., Петровский Ю.В., Ровинский А.Е.* Криргенная техника // Москва. – «Энергия». – 1974. – 495 с.
2. *Терновой К.С., Гасанов Л.Г. и др.* Низкие температуры в медицине. - Киев: Наукова Думка, 1988. – 279 с.
3. *Артименко А.М., Жарков А.Я., Кожевников В.С., Коваленко М.М.* Дослідження температурних полів зон заморожування кріохірургічним апаратом «Кріо-Пульс». – *Електроника и связь. Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии», ч. 1, 2009.* – С. 216-219.
4. *Жарков Я.В., Жарков А.Я., Баран М.М.* Експериментальні дослідження параметрів аплікатора кріохірургічної установки з метою оптимізації теплових потоків. // XXX Международная научно-техническая конференция «Электроника и нанотехнологии», 13-15 квітня 2010 року, НТУУ «КПІ», м. Київ, Україна, 2010. – С. 159 –163.

¹НВФ «Пульс», г. Киев

²Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»

³НМУ им. А.А. Богомольца, г. Киев