

УДК 615.832.97 + 615.471

В.М. Лещенко

Кріоаплікатор для заморожування біологічних тканин

Разработана конструкция, технология изготовления, проведены экспериментальные исследования криогенных параметров криоаппликаторов, которые обеспечивают реальную температуру криодействия на уровне минус 185°C, высокую скорость выхода на минимальный температурный уровень и эффективную криодеструкцию новообразований.

Developing cryodestructions, producing technology, conducted experimental investigations of cryosurgical parameters and cryoapplicators approbation, which are satisfy real temperature of cryoaction at -185°C level, high velocity of foregoing temperature level progressing and effective cryodestruction of the fourth dimension neoplasm.

Вступ

Застосування кріохірургічного методу для кріодеструкції новоутворень накладає на кріохірургічну техніку ряд обов'язкових технічних вимог, які забезпечують ефективність кріодії. У першу чергу це висока холодоїмність потужність кріоаплікатора, тобто, кріоаплікатор повинен забезпечувати реалізацію мінімальної температури (мінус 180°C і нижче) робочої поверхні при умові її контакту із органом, який підлягає кріодеструкції [1].

У раніше проведених дослідженнях було показано, що ефективність кріодії залежить від швидкості відводу тепла від біологічного об'єкту. Тобто робоча частина кріоаплікатора в стані теплового контакту із біологічним об'єктом повинна максимально швидко охолотитись від початкової плюсової до мінімально можливої робочої температури. Виконання цієї умови забезпечується конструкцією теплообмінної камери – складової частини кріоаплікатора, в якій і відбувається процес теплообміну [2].

Конструкції кріоаплікаторів

Типовий кріоаплікатор, в якому використовується в якості кріоагенту зріджений газ, являє собою теплообмінну камеру, одна або декілька стінок якої виконують роль робочої частини. Зовнішня поверхня робочої частини кріоаплікатора контактує з біологічним об'єктом і відводить від нього тепло через стінку до її внутрішньої поверхні, яка омивається зрідженим кріоагентом. Тепловий потік від біологічної тканини викликає кипіння на внутрішній поверхні робочої частини і поглинається за рахунок тепла пароутворення зрідженого кріоагенту. Ефективність теплообміну залежить від конструкції теплообмінної камери.

Раніше проведені дослідження показали, що максимальну швидкість охолодження робочої

поверхні кріоаплікатора, яка знаходиться в контакт з модельним середовищем, забезпечує пориста структура, де кріоагент втягується в об'єм і утримується в порах до повного википання з найоптимальнішим тепловідводом.

Наступним кроком поліпшення конструкції теплообмінної камери стало використання пористої структури одночасно з паровивідними каналами [3].

Відомо також, що у такій конструкції кріоаплікатора температура робочої поверхні вирівнюється по всій площі за рахунок виготовлення робочої поверхні з матеріалу, який має високу теплопровідність (наприклад – безкиснева мідь). Проте в аплікаторах з діаметром робочої поверхні 30 мм і більше не відбувається повного вирівнювання температури поверхні, або ж вирівнювання відбувається на протязі часу, який дорівнює часу кріодеструкції (рис.1). Крім того, подача зрідженого кріоагенту на поверхню пористої структури також збільшує час вирівнювання температури, який стає співставимим з часом кріодеструкції. В той час як рівномірність охолодження робочої поверхні кріоаплікатора – дуже важливий технічний параметр кріохірургічного апарата, який дозволяє лікарю прогнозувати форму замороженої зони. Особливо це стосується невидимої частини біологічної тканини, яка знаходиться під робочою поверхнею аплікатора.

У даній роботі вдалося усунути зазначені вище недоліки попереднього рівня техніки і створити кріоаплікатор, який дає можливість досягнення мінімальної температури робочої частини кріоаплікатора при мінімальній витраті зрідженого кріоагенту. В такому кріоаплікаторі підвищується також рівномірність охолодження великих поверхонь наконечника [4,5].

Це вдалося досягти завдяки тому, що внутрішня поверхня наконечника є плоскою, нижня частина пористої структури сформована у вигляді стовпчиків, гребені яких приварено дифузійним зварюванням у водні до внутрішньої поверхні наконечника. Причому ширина основи пористого стовпчика є меншою ніж загальна товщина нижнього більш щільного шару пористої структури, а магістраль прямого потоку входить безпосередньо усередину об'єму верхнього шару пористої структури (рис. 2).

Кріоаплікатор складається з корпусу 1, в середині якого розташовані магістралі прямого 2 і зворотного 3 потоків. Робочу частину 4 кріоаплікатора виконано з міді, до внутрішньої поверхні якої методом дифузійного зварювання приварено шар пористої структури. Товщина робочої частини 4 забезпечує таку величину теплового потоку від об'єкта, що заморожується, яка дозволяє реалізувати режим перехідного кипіння.

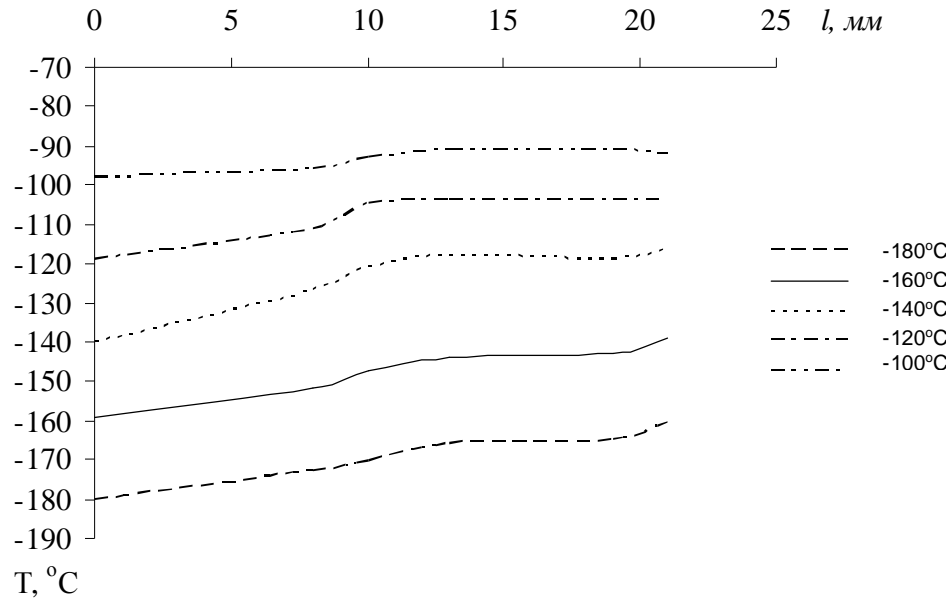


Рис. 1. Залежності розподілу температури при різних встановлених її значеннях на поверхні аплікатора Ø50 мм по відношенню до центра

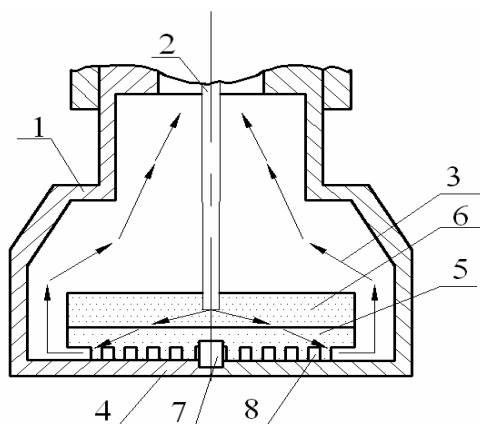


Рис. 2. Схематичне зображення конструкції кріоаплікатора: 1 – корпус; 2 – магістраль прямого потоку; 3 – магістраль зворотного потоку; 4 – наконечник; 5 – нижній шар пористої структури; 6 – верхній шар пористої структури; 7 – термодатчик; 8 – паровивідний канал

Пористу структуру виготовлено з виконанням наступних умов. Верхній шар пористої структури, в кращому варіанті 1/3 від загальної товщини, виконано із використанням дезорієнтованих відрізків мідного дроту довжиною 1 – 2 мм, діаметром 100 – 200 мкм, що забезпечує розмір пор 100 – 200 мкм і більше, нижній шар – із відрізків мідного дроту довжиною 1 – 2 мм, діаметром 30 – 50 мкм, що забезпечує розмір пор 30 – 60 мкм і більше. Нижню частину пористої структури сформовано у вигляді стовпчиків, гребені яких приварено дифузійним зварюванням до внутрішньої поверхні робочої частини кріоаплікатора. Стовпчики можуть мати будь-яку форму. Магістраль прямого потоку 2 розташована із заглибленням усередину об'єму верхнього шару пористої структури, в кращому варіанті на 2/3 його глибини.

Кріоаплікатор працює наступним чином. Зріджений кріоагент по магістралі прямого потоку 2 надходить

усередину об'єму верхнього шару пористої структури, проходить крізь нього, охолоджуючи його з високою швидкістю до температури кипіння кріоагента. Елементи пористої структури являють собою відрізки мідного дроту з мінімальною масою (всього $3,3 \cdot 10^{-5}$ г), тобто практично миттєво приймають температуру кріоагента, який проходить крізь них. Оскільки елементи верхнього шару пористої структури дифузійним зварюванням приварено до нижнього шару, то за короткий час тепло від нижнього шару відведеться до температурного рівня, при якому почнуть працювати капілярні сили, які втягнуть зріджений кріоагент і будуть утримувати його у своєму об'ємі.

Процес кипіння зрідженого кріоагента відбувається на поверхні пористих стовпчиків у місці стикування стовпчиків із внутрішньою поверхнею робочої частини кріоаплікатора. Ширина основи пористого стовпчика менша загальної товщини нижнього більш щільного шару пористої структури, у кращому варіанті принаймні у два рази. Кріоагент, який випаровується буде переборювати капілярні сили і виходити у вільний простір між пористими стовпчиками, а потім виводиться у магістраль зворотного потоку. Вихід крізь весь шар пористої структури буде ускладнений, тому що товщина пористого шару більша за лінійні розміри пористого стовпчика. Це призводить до того, що зріджена фаза кріоагента майже не виривається в магістраль зворотного потоку й практично весь об'єм зрідженого кріоагента бере участь у процесі теплообміну.

У запропонованому кріоаплікаторі магістраль прямого потоку кріоагенту підводиться безпосередньо у верхній шар пористої структури і практично рівномірно розтікається по всьому її об'єму, що у сукупності з рівномірним розташуванням торців стовпчиків на внутрішній поверхні робочої частини кріоаплікатора значно підвищує рівномірність охолодження робочої поверхні кріоаплікатора і дозволяє збільшити діаметр робочої поверхні до 30 мм і більше (рис. 3).

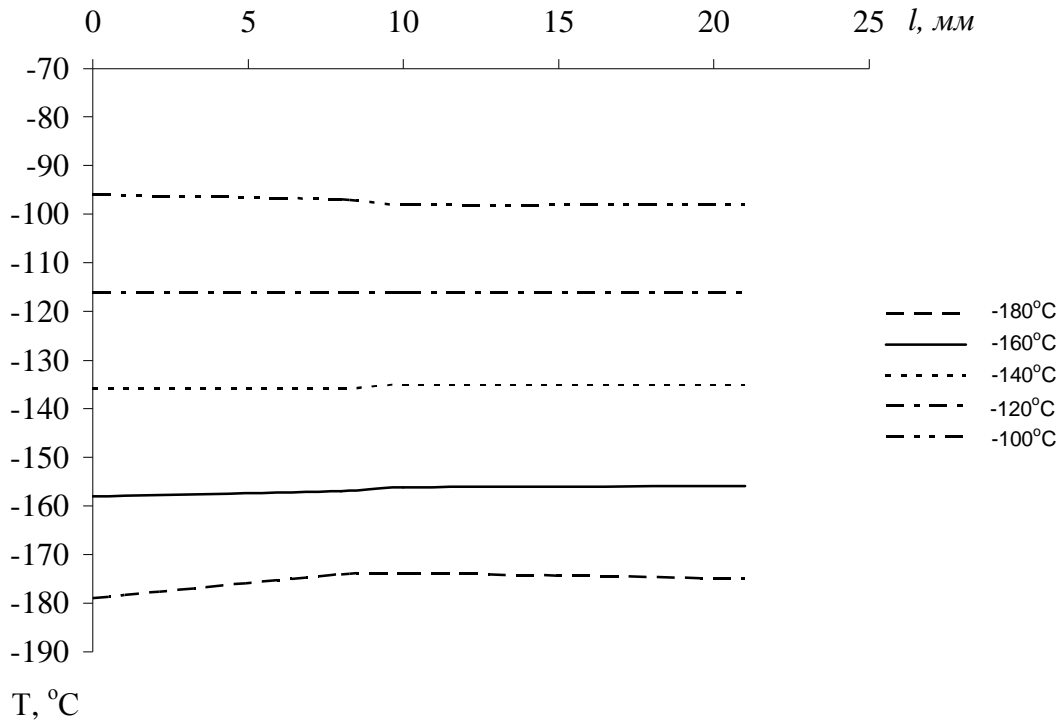


Рис. 3. Залежності розподілу температури при різних встановлених її значеннях на поверхні аплікатора удосконаленої конструкції Ø 50 мм по відношенню до центра

Всередині теплообмінної камери температура контролювалась і підтримувалась за допомогою температурного контролера процесорного блоку керування кріохірургічної установки „Кріо-Пульс” та напівпровідникового термодатчика, змонтованого в спеціальному корпусі (рис.4), з високою точністю – не більше 1град.К. Сам термодатчик має похибку вимірювання температури $\pm 0,1$ град.К [6].

Принципом роботи термодатчика є залежність напруги на діоді, прикладеної у прямому напрямку від температури при підтриманні через нього сталого струму 100 мкА. Термодатчик у широкому діапазоні температур від 20 до 400К має близьку до лінійної температурно – вольтову характеристику, що робить його зручним при використанні в кріоаплікаторах [6].

Кристал кремнієвого $p^+ - n - n^+$ планарного діода – 4 монтується на позолочену мідну пластину – 5 напаяванням евтектичним сплавом Au – Ge (88% – 12%) при температурі близько 380°C. Пластина з кристалом припаюється до корундового циліндра – 3, торці якого попередньо металізуються спіканням нікель-вольфрамовою пастою – 6. Із зворотної сторони напаяється кришка – 1 з аналогічної пластини. Виводи з кристала формуються із золотої стрічки – 2 ультразвуковим термокомпресійним приварюванням до відповідних пластин.

Сформований таким чином термодатчик в герметичному корундовому корпусі монтується своїм дном евтектичним сплавом Au – Sn (80% – 20%) при температурі 280°C на дно із позолоченої мідної пластини зовнішнього корпусу з герметичним виводом, а до кришки приварюється позолочений мідний дріт, який виводиться через отвір у герметичному виводі з наступним його запаюванням припоєм.

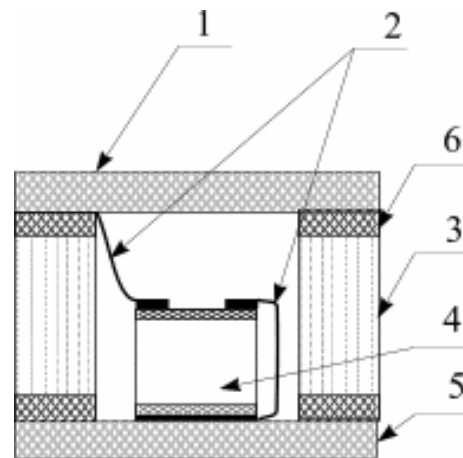


Рис. 4. Конструкція термодатчика в герметичному корпусі: 1 – кришка; 2 – золота стрічка; 3 – корундовий корпус; 4 – кремнієвий термодатчик; 5 – дно; 6 – припій

Після цього термодатчик закріплювався в дні аплікатора з додатковою герметизацією. Така подвійна герметизація гарантує безвідмовне функціонування термодатчика в аплікаторі з похибкою у вимірюванні температури не більше 1°C при його циклюванні в температурному діапазоні від мінус 196°C до плюс 40°C (градієнт ~ 200 град./хв.) на протязі не менше 3-х років.

На зовнішній поверхні аплікатора на етапі досліджень температура додатково контролювалась мідь-константановою термопарою.

Висновки

Удосконалення конструкції плоских кріоаплікаторів за рахунок забезпечення максимального

коефіцієнту тепловіддачі в результаті реалізації режиму кипіння кріоагенту на поверхні теплообміну на межі бульбашкового та області перехідного кипіння – з бульбашкового в плівкове, дозволило досягти мінімальної температури робочої поверхні мінус 185°C за одну хвилину і знизити витрати кріоагента у півтора раза.

Швидкість охолодження робочої частини кріоаплікатора виросла до понад 200 град./хв., що гарантує ефективну кріодеструкцію новоутворень.

У розробленій конструкції кріоаплікатора вдалось вирівняти температуру на рівні – 180°C практично по всій поверхні аплікатора діаметром до 50 мм включно, що, як зазначалось вище, дуже важливо при кріодеструкції пухлин великих розмірів.

Література

1. Я.В. Жарков, А.В. Иващук, В.Н. Лещенко. Кріохірургическая аппаратура – настоящее и будущее // *Электроника и связь. Тематический выпуск «Проблемы электроники», ч.1.* – Киев, 2005. – С. 43–47.
2. Я.В. Жарков, А.В. Иващук, В.М. Лещенко, Г.С. Тимчик. Кріоаплікатори для застосування в онкології // *Вісник Черкаського ДТУ.* – 2006 №1. – С. 16–23.
3. Patent No. US6565556B1 – 2003-05-20, Device for carrying out criosurgical interventions, especially for treating tumors. Korpan N., Zharkov J., ES: A61B18/02; F28F13/00B.
4. Патент на винахід № 75310 Україна МКП А61В 18/02 / Кріоаплікатор для заморожування біологічних об'єктів / Жарков Я.В., Лещенко В.М., Заяв. а200509351 04.10.2005, Опубл. 15.03.2006. Бюл. № 3.
5. Я.В. Жарков, А.В. Иващук, В.М. Лещенко. Кріоаплікатор для заморожування біологічних об'єктів // *Електроника и связь. Тематический выпуск «Проблемы электроники», ч.1.* – Киев, 2006. – С. 110–113.
6. N.S. Boltovets, V.V. Kholevchuk, R.V. Konakova, V.F. Mitin, E.F. Venger. Ge-film resistance and Si-based diode temperature microsensors for cryogenic applications // *Sensors and Actuators A 92 (2001)* – P. 191–196.