

УДК 615.832.9

М.М. Баран, А.В. Іващук, канд. техн. наук, О.П. Шуляк, канд. техн. наук

Автоматизований вимірювально-обчислювальний комплекс для дослідження зон криодеструкції апарату «КРІО-ПУЛЬС»

Разработан автоматизированный измерительно-вычислительный комплекс для исследования зон криодеструкции с точностью $\pm 1^\circ\text{C}$ и временем обработки результатов менее 1 с, проведены экспериментальные исследования и получены результаты распределения температурного поля от поверхности криоапликаторов и криоинструментов, в виде, необходимом для передачи средствами телемедицины.

An automated measure-computable complex was developed for analyzing of cryolysis zones with an accuracy of $\pm 1^\circ\text{C}$ and less than 1sec processing time. The experimental researches were held and there were obtained the results of the distribution temperature field from the surface cryoapplicators and cryoinstruments, in the form required for the transfer of telemedicine equipment.

Вступ

Кріохірургічні методи лікування ряду захворювань (у першу чергу онкологічних) здобувають все більшу популярність у ряді країн світу, як серед лікарів, так і пацієнтів. Кріохірургія здобуває статус самостійної, перспективної, ефективної області медицини.

Важливу роль у подальшому розвитку кріохірургічного методу лікування різних захворювань, в першу чергу онкологічних, відіграли фундаментальні кріобіологічні дослідження. Вони дозволили отримати чітке уявлення про механізми дії глибокого охолодження в залежності від його температурно-часових характеристик на біологічну тканину, виходячи з того, що основною складовою тканин є вода, яка служить розчинником, а охолодження до низьких температур викликає фазове перетворення води на лід [1]. Для успішного проведення процесу криодеструкції у більшості тканин організму достатнім є заморожування до температури в діапазоні від -20°C до -40°C , саме при такій температурі клітини гинуть [1, 2]. Проте, слід зазначити, що температурний інтервал загибелі клітин є відносним і специфічним для кожної біологічної тканини.

Кріохірургія відноситься до областей медицини, ефективність застосування якої істотно залежить від технічних можливостей апаратури, що використовується. Постійно ведуться роботи

із вдосконалення існуючих та розробки нових кріохірургічних технологій, модифікуються конструкції кріоінструментів та кріоапликаторів [3 – 5]. Постає задача постійного переоснащення кріохірургічних апаратів, які знаходяться у клініках усього світу новими кріоінструментами з інформуванням практикуючих кріохірургів про технічні параметри цих інструментів.

Найголовнішим параметром, що вимірюється і контролюється в процесі роботи кріохірургічного апарату є температура на робочій поверхні інструменту та в зоні криодеструкції. Тому постає завдання створення автоматизованої системи вимірювання температури в зоні заморожування, обробки отриманої інформації, і оперативної її передачі телемедичними засобами в клініку.

Засоби вимірювання температур

Для вимірювання низьких температур найдоцільніше застосовувати технічні засоби, такі як термопара, терморезистор, термістор. Розглянемо їхні переваги та недоліки (табл. 1).

Проаналізувавши всі переваги та недоліки, а також певні конструктивні особливості, та вимоги до вимірювань (розміри кріоінструментів, зони заморожування, щільність розміщення сенсорів та ін.), в якості чутливого елемента вибрано термопару.

Для довготривалих вимірювань, за умови температури на поверхні кріоапликатора на рівні -180°C , найкращу стабільність роботи показують мідь-константанові (ТМКн) термопари (робочий діапазон від -185 до 300°C).

Із вищенаведеного відомо, що для успішного проведення криодеструкції новоутворення температура має бути не вищою приблизно за -30°C . Точність вимірювання температури за результатами досліджень [1 – 3] буде достатньою на рівні похибки $\pm 1^\circ\text{C}$. Час обробки інформації з моменту отримання сигналу від термопари до відображення його, наприклад, на моніторі комп'ютера не повинен перевищувати 1 с.

Оскільки метою роботи є розробка вимірювально-обчислюваного комплексу для отримання експериментальних залежностей визначення глибини проморожування біологічних об'єктів по відношенню до часу кріодії кріоінструментами та кріоапликаторами нових конструкцій, дані умови є достатніми при проведенні досліджень з вимірювання температури зон заморожування.

Таблиця 1. Порівняльні характеристики сенсорів для вимірювання температури [6].

Тип сенсора		
Термістор	Терморезистор	Термопара
ПАРАМЕТР		
Електричний опір	Електричний опір	Електрична напруга
Переваги		
<ul style="list-style-type: none"> - Висока чутливість опір-температура - Мала інерційність - Високий опір, що усуває необхідність чотирьох-провідного включення - Малий розмір - Низька вартість - Висока стабільність - Хороша взаємозамінність 	<ul style="list-style-type: none"> - Хороша лінійність характеристики - Висока стабільність - Висока взаємозамінність у широкому діапазоні температур 	<ul style="list-style-type: none"> - Широкий температурний діапазон - Низька вартість - Довготривалість роботи - Не потребує додаткових джерел енергії - Простота виготовлення
Недоліки		
<ul style="list-style-type: none"> - Нелінійна характеристика - Робочий діапазон температур – приблизно від – 60 до 300 °С - Взаємозамінність тільки у вузькому діапазоні температур - Необхідне джерело струму 	<ul style="list-style-type: none"> - Низька чутливість - Відносно велика інерційність - Необхідність три-або чотири-провідної схеми включення - Чутливість до ударів і вібрацій - Необхідне джерело струму - Висока вартість 	<ul style="list-style-type: none"> - Нелінійна характеристика - Відносно низька стабільність - Низька чутливість - Вимірювання низьких ЕРС може ускладнитися електромагнітними шумами і наведеннями - Необхідна компенсація холодних спайв

Для проведення досліджень температур в зоні кріодії необхідно вибрати об'єкт для досліджень. Звичайно ж найбільш точними були б дослідження, проведені на організмі людини або тварини в режимі *in vivo*. При цьому обов'язково необхідно було б врахувати те, що для різного типу тканин теплові процеси істотно відрізняються.

Однак провести такі дослідження було неможливо. Тому проведено пошук середовища найбільш близького за своїм теплофізичними властивостями до відповідної біологічної тканини, наприклад печінки. Таким середовищем може служити 2,5 % розчин желатину при температурі 37 °С [2, 5].

Дослідження приблизного аналога тканини печінки були інформативними ще й з тієї причини, що у загальній хірургії в процесі кріодеструкції печінки та підшлункової залози використовуються досить великі плоскі аплікатори (діаметром 30 мм і більше). Тому, зневажаючи крайовими ефектами, можна при першому наближенні вважати, що виникаючі при цьому температурні поля в біологічній тканині є плоскопаралельними і залежать тільки від однієї декартової координати і часу (рис. 1). А такі припущення значно спрощують обробку інформації.

Для визначення динаміки температурного поля замороженої області використовувався макет (рис. 2), з допомогою якого моделювався процес кріодеструкції, і тим самим перевірялася глибина проморожування біологічного об'єкту.

Спеціальний термостат з модельним середовищем (2,5 % розчин желатину), дозволяє підтримувати температуру на рівні 37 °С. На спеціальному штативі закріплюється кріоінструмент з аплікатором (Ø 30) і розміщується 5 мідь-константанових термопар. Термопари розміщувались наступним чином: першу фіксували на поверхні аплікатора, а наступні на відстанні 4, 8, 10, 14 мм від неї.

Аналогічно можна дослідити кріоаплікатори інших конструкцій. Наприклад, якщо потрібно отримати розподіл температурних полів при кріодеструкції циліндричним аплікатором, то термопари повинні бути закріплені на певній відстані від циліндричної поверхні, яка є в даному випадку робочою.

На рис. 3 приведена блок-схема автоматизованого вимірювально-обчислювального комплексу. Із апарату «Кріо-Пульс» 12, в якому вибрана необхідна програма заморожування, по кріопроводу 11 подається зріджений азот на кріоаплікатор 9. Кріоаплікатор занурений в моде-

льне середовище 10, в якому розміщено термопари 8, для реєстрації зміни температурного поля. Сигнал від термопар через з'єднувальну шину 7 передається на блок підсилення 6. Використовуються прецизійні підсилювачі; в зв'язку з тим, що кількість термопар більше однієї, виникає необхідність створення незалежного підсилення кожного з каналів. Сигнали передаються в блок оцифровки та передачі даних (модуль вводу-виводу ЛА-50USB) 5 на мультіплексор, після чого з допомогою АЦП піддають-

ся цифровій обробці. Оцифровані дані з вимірювального модуля 4 по шині USB 3 передаються для обробки на персональний комп'ютер 2, в якому проводяться операції з побудови графіків, і передачі засобами телемедицини 1 у відповідному вигляді в медичні установи.

Вимірювання температури проводилось через кожні 10 – 15 с, тобто з такою періодичністю, щоб можна було спостерігати плавну зміну температурного поля. Результати експерименту представлено на рис. 4.

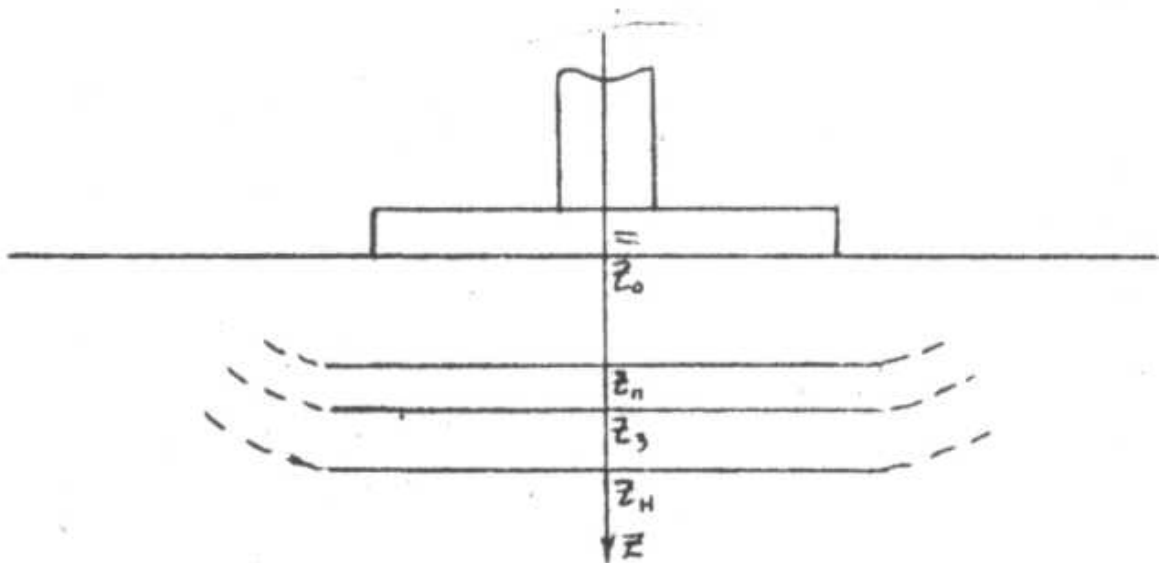


Рис. 1. Розповсюдження фронту температурного поля від декартової координати і часу

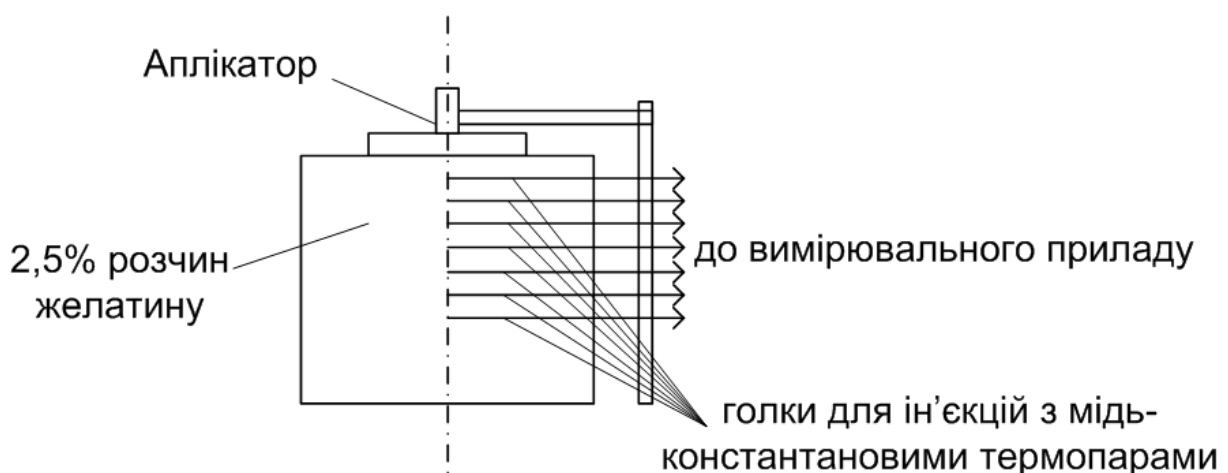


Рис. 2. Схема вимірювального станду

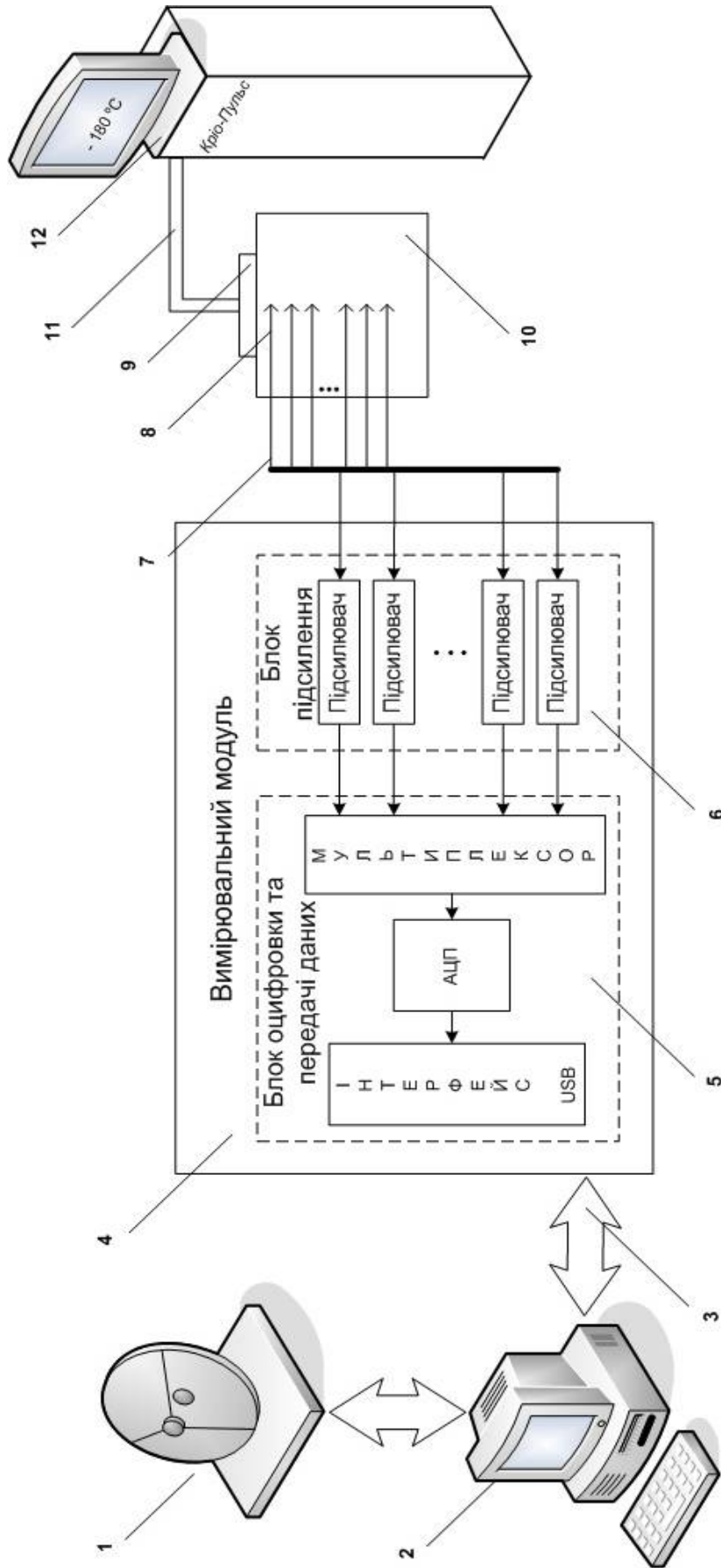


Рис. 3. Блок-схема автоматизованого вимірювально-обчислювального комплексу.

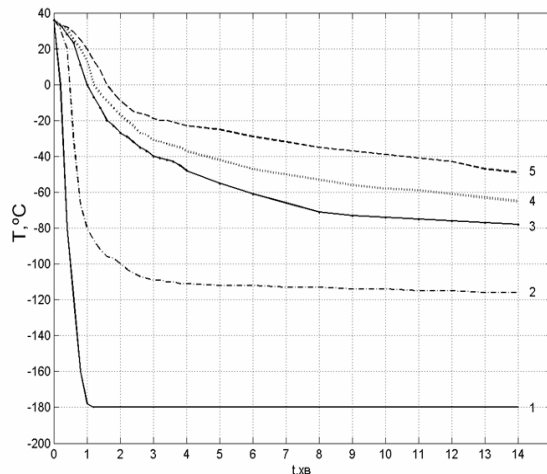


Рис. 4. Динаміка температурного поля замороженої області модельного середовища при температурі робочої поверхні аплікатора $T = -180\text{ }^{\circ}\text{C}$ (відстань від робочої поверхні аплікатора до термопари: 1 – на поверхні; 2 – 4 мм; 3 – 8 мм; 4 – 10 мм; 5 – 14 мм;)

Таким чином визначено залежність глибини проморожування біологічного об'єкту від часу криодії аплікатором $\varnothing 30\text{ мм}$. З аналізу отриманих залежностей, наприклад, впливає, що на глибині 4 мм від поверхні аплікатора температура $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ досягається через 35 с, на глибині 8 мм – через 2хв. 15 с, на глибині 10 мм – через 3 хв. І на глибині 14 мм – через 6 хв. Тобто отримано інформацію про динаміку досягнення температури на різній відстані від поверхні аплікатора, достатньої для гарантованої криодеструкції біологічної тканини.

Цю інформацію можна зберегти і передавати в декількох графічних форматах, як в "медичному" графічному форматі DICOM, так і в традиційних графічних форматах (BMP, JPG).

Висновки

В результаті проведених досліджень розроблено автоматизований вимірювально-обчислювальний комплекс, який дає змогу вимірювати температуру в зоні криодеструкції з точністю до $\pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ і часом обробки даних та передачі їх на комп'ютер менше 1 с, що дає можливість відслідковувати зміну температурної зони з високою точністю і швидкістю.

Результати представляються у вигляді графічних залежностей температури від часу, а отримана інформація може передаватись у форматі DICOM, телемедичними засобами в клініки.

Література

1. *Б.П. Сандомирский.* Современные возможности криомедицины // Проблемы криобиологии. – 1997. – №1 – 2. – С. 42.
2. *Низкие температуры в медицине/* под ред. проф. Тернового К.С., проф. Гассанова Л.Г. – Киев: Наук. Думка, 1988. – 280 с.
3. *Жарков Я.В., Иващук А.В., Лещенко В.Н.* Криохирургическая аппаратура – настоящее и будущее. // Электроника и связь – тематический выпуск «Проблемы электроники» – 2005. – ч.1. – С. 43 – 47.
4. *Nikolai Korpan (ed) // Atlas of cryosurgery – Springer-Verlag/Wien, 2001.*
5. *Бондар Г.В., Бідний В.Г., Жарков Я.В., Каленко Д.М., Корпан М.М., Лещенко В.М., Литвиненко О.О., Мішалов В.Г., Філіппов С.О., Шалімов С.О., Щепотін І.Б.* Основы криохирургии // Київ. – «Принт експрес». – 2005. – 175С.
6. *Велшек Я.* Измерение низких температур электрическими методами – М.: Энергия, 1980. – 224 с.