

Температура нагрева при закалке зависит от марки стали, содержания углерода и выбирается по таблице 1 [4]. Однако, не все марки с содержанием углерода подвергаются закаливанию, например, стали марок Ст 1, Ст 2, Ст 3, 10 и 15 не закаляются из-за незначительного содержания углерода.

Таблица 1. Температура закалки

Содержание углерода, %	0,5	0,6	0,7	0,8	1,0	1,5
Температура, град	830	815	800	780	770	770

Для наглядности на рис. 2 приведены цвета закалки стали при разных температурах [5].

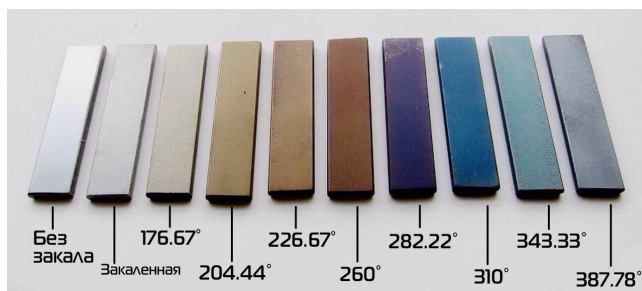


Рис. 2. Цвета закалки стали

#### IV. ВЫВОДЫ

Таким образом, в результате проведенного анализа особенностей процесса закалки металла определено, что результаты закалки зависят от следующих условий: температуры нагрева, скорости нагрева, продолжительности выдержки, скорости охлаждения. Температуры нагрева зависят от марки стали, содержания углерода.

Скорость нагрева зависит от: среды, в которой находится изделие; тепловой мощности печи; времени нагрева. Необходимо стремиться к сокращению времени нагрева, то есть, проводить его с максимальной скоростью, но так, чтобы не возникали трещины и был обеспечен полный и равномерный нагрев деталей по всему сечению. Чем выше температура печи, тем быстрее идет нагрев.

Продолжительность выдержки зависит от сечения деталей и теплопроводности металла.

Скорость охлаждения углеродистой стали устанавливается в зависимости от содержания в ней углерода; чем больше углерода содержится в стали, тем меньше должна быть скорость ее охлаждения во избежание образования различных пороков. Устанавливая скорость охлаждения при закалке деталей необходимо учитывать сложность формы изделий, которые могут иметь неодинаковые сечения по длине. Наибольшую скорость охлаждения дает дистиллированная вода, а наименьшую – мыльная вода.

Предложена обобщенная классификация основных видов закалки, которая позволит обеспечить стабильность качества металлических изделий, путем учета основных особенностей ключевых факторов закалки.

Получение качественного изделия не заканчивается закалкой, а также требует дальнейшей термообработки. Полную закалку обычно применяют для сталей и изделий, которые не подвержены растрескиванию или короблению. Качество изделий играет ключевую роль, так как ремонт зачастую связан с проведением дорогостоящих работ.

#### ПЕРЕЧЕНЬ ССЫЛОК

- [1] J. Jeswiet, "Metal forming progress since 2000", CIRP Journal of manufacturing Science and technology, vol. 1, pp. 2-27, 2008.
- [2] F. Czerwinski, "Heat Treatment: Conventional and Novel Applications Review", BoD-Books on Demand, 408 p., 2012.
- [3] Л.В. Тодышева, "Основные методы обработки металлов", Техника и технологии: пути инновационного развития, №.1, с. 198-199, 2012.
- [4] G.E. Totten, "Steel Heat Treatment Handbook", CRC press, vol. 2, 820 p., 2006.
- [5] G.E. Totten, "Steel heat treatment: metallurgy and technologie

## Система термостабілізації біоматеріалів в мікрокуветах

Денис Моспан, Володимир Фомовський, Роман Братушкін

Кафедра електронних апаратів, Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, УКРАЇНА, Кременчук, вул. Першотравнева, 20. email: denis.mospan@gmail.com

**Анотація:** Провідною ознакою сучасної клінічної діагностики є просторе впровадження автоматизованих лабораторій, де кожен етап досліджень контролюється єдиною комп'ютерною системою керування і передбачає

застосування спеціального обладнання, яке б забезпечило можливість реалізації такого зв'язку. До того ж висуваються додаткові вимоги щодо масогабаритних та енергоємних параметрів всіх типів

лабораторного обладнання, задіяного в процесі досліджень, зокрема, мікрокувет, в яких зберігаються проби біоматеріалів. Запропоновано певне теоретичне обґрунтування та окремі технічні рішення щодо побудови систем терморегулювання та термостатування мікрокувет, в яких зберігаються проби біоматеріалів.

**Ключові слова:** біоматеріал, мікрокувета, термостат

## I ВСТУП

Клінічна лабораторна діагностика [1–4] являє собою розділ медицини, який займається дослідженням *in vitro* біологічних матеріалів організму людини з метою верифікації і моніторингу патологічних станів в клінічній практиці, тобто – з метою одержання об'єктивних даних про стан здоров'я або не здоров'я окремо взятого пацієнта, виділеної групи або населення регіону в цілому.

Як відомо [1], виокремлюють три основних етапи лабораторних досліджень: преаналітичний; аналітичний та постаналітичний. Преаналітичний етап – це час з моменту направлення пацієнта на лабораторне обстеження до моменту надходження біологічного матеріалу до лабораторії. При цьому всі біологічні матеріали мають бути максимально збереженими і доставленими в лабораторію в максимально стислі терміни. Для цього необхідно суворо дотримуватись оптимальних режимів транспортування зразків від місця забору до лабораторії, враховуючи вплив часу, температури та механічних дій під час транспортування. В цілому способи доставляння проб у віддалені лабораторії і збереження проб в лабораторії мають бути стандартизованими. Терміни доставляння і способи збереження матеріалу відрізняються залежно від виду біологічного матеріалу і запланованого дослідження.

Безпосереднє виконання досліджень на аналітичному етапі клінічної лабораторної діагностики також передбачає застосування пристроїв термостатування різного конструктивного виконання.

Зазвичай, як для транспортування, так і для проведення лабораторних досліджень, це певні автономні пристрої, які в переважній більшості не мають зв'язку з зовнішніми системами керування процесом лабораторного дослідження, характеризуються великими розмірами та значним рівнем енергоспоживання.

## II МАТЕРІАЛИ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Виконання низки досліджень в клінічній лабораторній діагностиці передбачає застосування перемішувачів та термостатуючих пристроїв, що мають різне конструктивне виконання у вигляді як самостійних приладів, так і об'єднаних в єдину конструкцію. Обрання способу термостатування і конкретної конструкції термостату багато в чому визначається призначенням, ємністю та формою об'єкта, що має бути термостатованим. Під час взяття проб матеріалу для бактеріологічних

досліджень важливе значення має вірне обрання контейнера для збирання та транспортування зразка до лабораторії. Обраний контейнер має забезпечити необхідні: стерильність; стійкість до корозії; достатні розміри; щільність закупорювання; стійкість до розбиття; наявність транспортного або живильного середовища для певних мікроорганізмів.

Загальним правилом визнається доставка взятого біоматеріалу до лабораторії якомога швидше при температурі 4<sup>0</sup>С в окремому контейнері. В контейнері розміщують датчик температури, що запобігає найпоширенішій помилкам, пов'язаним із стрибками температури, які знищують інформативність взятої проби біоматеріалу.

Виробники засобів транспортування проб біоматеріалів приділяють увагу великогабаритним контейнерам, які містять в собі значну кількість транспортних контейнерів із розміщеними в них пробірках та ємностях для проб відповідних біоматеріалів.

Розміри, конструкція контейнерів для транспортування проб біоматеріалів є достатньо різними, але в кожному разі зберігається вимога щодо забезпечення певного температурного режиму під час транспортування, що свідчить про необхідність та актуальність обраного в даній роботі напряму досліджень.

Для обрання адекватної моделі теплових процесів в досліджуваній системі, проведемо певні уточнення умов її роботи, виходячи з результатів аналізу матеріалів, наданих вище.

По-перше, визначимось, що досліджувана система призначатиметься для термостатування проб біоматеріалів, які потребують температури збереження 25,30 та 37<sup>0</sup>С [4]. Тобто, термостатування полягатиме у підтриманні температури, більшої за температуру лабораторії (зазвичай, 18-22<sup>0</sup>С), отже система має здійснювати керований підігрів об'єму повітря в контейнері, де перебуває мікрокувета із біоматеріалом.

З точки зору можливості забезпечення досліджуваною системою стабілізації температур, менших за температуру лабораторії, очевидним є те, що якщо в якості нагрівача (охолоджувача) застосувати напівпровідникові елементи з яскраво визначеним прямим та зворотним ефектом Пельт'є, то технічна реалізація такої системи буде абсолютно аналогічною, а різниця полягатиме лише у відповідній зміні напряму струму в елементі Пельт'є.

По-друге, покладемо, що кювета з пробою біоматеріалу розміщена в контейнері, ізольованому від зовнішнього середовища. Це суттєво обмежує інтенсивність процесів теплообміну в кюветі під час транспортування та збереження проби біоматеріалу. Припустимо, що в якості термоізоляції контейнера застосований порожнистий пластик.

Питання забезпечення температурних режимів електронних пристроїв різного призначення є

актуальними в сучасній радіоелектроніці і суміжних з нею галузях знань. Абсолютна більшість відомих робіт присвячена проблемі вилучення надмірної теплоти з робочої зони електронного пристрою. А в задачі, яка постає в даній розробці, навпаки, ставиться питання підтримання заданої температури у певному замкненому просторі за рахунок виділення тепла активним електронним приладом, розміщеним в цьому просторі. Але це не протирічить представленою в роботах дослідників матеріалу щодо перебігу теплових процесів. Для проведення математичного моделювання теплообмінних процесів в проєктованій системі були взяті до уваги матеріали досліджень, викладені в [7–13].

Зокрема в [8] відзначається, що більшість відомих програмних комплексів (ПК), призначених для моделювання теплових процесів в електронних пристроях, містить в собі різноманітні математичні та комп'ютерні моделі, які описують кондуктивні, конвекційні та випромінювальні процеси, що беруть участь в теплообміні між елементами електронних систем. Математичні моделі кондуктивних теплових процесів, пов'язаних з теплопередачею в твердотільних елементах конструкцій, а також математичні моделі теплообміну випромінюванням є добре проробленими і дозволяють з доступною для інженерної практики точністю розраховувати температурні поля конструкцій. Що ж до моделювання конвекційних процесів, то його стан на сьогодні є суттєво гіршим, що зумовлюється низькою об'єктивних причин.

Конвекційний процес перенесення тепла між твердотільними елементами в конструкціях електронних пристроїв і рідким та/або повітряним середовищем описують системою рівнянь гідродинаміки, яка містить в собі рівняння Нав'є–Стокса, неперервності та перенесення енергії. Ці рівняння є надзвичайно складними, і на поточний час не існує їх прийнятних рішень (аналітичних або чисельних), за виключенням окремих часткових випадків, які не створюють інтересу для інженерної практики теплового проєктування РЕА [8]. Тому для забезпечення можливості хоча б наближеного моделювання реального конвекційного переносу тепла, застосовують різного роду допущення, що спрощують його опис. Разом із тим, оцінити ступінь адекватності цих спрощень, а також одержаних за їх допомогою результатів, не є можливим.

В інженерній практиці просторого розповсюдження набула наближена математична модель конвективного переносу тепла, що базується на лінійному рівнянні теплообміну Ньютона та концепції коефіцієнту тепловіддачі (КТВ). Рівняння Ньютона постулює, що тепловий потік  $Q$ , який передається від нагрітої поверхні тіла площею  $S$  до рідкого середовища, є пропорційним першому степеню різниці

температур поверхні тіла  $T_W$  та середовища  $T_a$ , тобто:

$$Q = \alpha S(T_W - T_a) \quad (1)$$

Коефіцієнт  $\alpha$  називають коефіцієнтом тепловіддачі, який за концепцією КТВ містить в собі всю складність процесу конвекційного перенесення теплоти, і на сьогодні не має адекватної математичної моделі. Він являє собою достатньо складний комплекс, який залежить від великої кількості різноманітних фізичних та геометричних факторів, а також конкретних умов і режимів, в яких протікають реальні процеси конвекційного перенесення теплоти в конструкції конкретного електронного пристрою.

В принципі величину  $\alpha$  можна одержати шляхом безпосереднього розв'язання рівнянь гідродинаміки за допомогою чисельного комп'ютерного моделювання. Однак ця можливість для більшості важливих практичних випадків до сих пір не є реалізованою через наступні причини. По-перше, в більшості випадків взагалі відсутнє формулювання математичної моделі конвекційного перенесення теплоти, адекватної конкретним реальним умовам теплообміну (турбулентність, складні тривимірні області, не лінійності різного роду, спряжена постановка проблеми передачі тепла та ін.). По-друге, навіть якщо така модель і одержана, то знаходження її чисельного/аналітичного рішення не виявляється можливим через значні математичні та обчислювальні складнощі. Тому для вивчення процесів конвекційного теплообміну, який відбувається в реальних конструкціях, застосовують складні і трудомісткі експериментальні дослідження з наступним обробленням одержаних експериментальних даних методами теорії подібності і застосуванням концепції КТВ. Отже, за висновком [8], концепція КТВ по суті є евристичною і не має математичного підґрунтя.

Тому в [8] пропонується постановка проблеми моделювання конвекційного перенесення теплоти в конструкціях електронних пристроїв, яка базується на спряженому формулюванні математичної моделі, що містить в собі рівняння Нав'є–Стокса, неперервності, теплопровідності в потоці рідини, а також рівнянь теплопровідності в твердотільних елементах конструкції.

Для випадку вільної конвекції на вертикальній пластині, що моделює, наприклад, електронний модуль (в першому наближенні), який омиває повітряне середовище, рівняння загальної моделі суттєво спрощуються при збереженні лише двох координат: координати  $x$ , спрямованої вертикально вгору, та координати  $y$ , перпендикулярної пластині; вздовж координати  $z$  зміни температурного поля і поля швидкостей відсутні. В наближенні пограничного шару тиск  $\rho'$  в пограничному шарі не змінюється вздовж

координати  $y$  і тому всюди дорівнює гідростатичному тиску, завдяки чому  $\rho' = 0$ . З урахуванням того, що  $v_z = 0, \frac{d}{dz} = 0$  для плоско-паралельного потоку одержимо:

- рівняння Нав'є – Стокса у повітряному середовищі:

$$v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_y}{\partial y} = \nu \frac{\partial^2 v_x}{\partial y^2} + \beta g(T - T_0)$$

- рівняння перенесення енергії у повітряному середовищі:

$$v_x \frac{\partial T}{\partial x} + v_y \frac{\partial T}{\partial y} = a \frac{\partial^2 T}{\partial y^2}$$

- рівняння неперервності повітряного середовища:

$$\frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} = 0$$

- рівняння теплопровідності пластини ( $\frac{\partial^2 T_W}{\partial z^2} = 0$ ):

$$\lambda_W \frac{\partial^2 T_W}{\partial x^2} + \lambda_W \frac{\partial^2 T_W}{\partial y^2} + Q(x, y) = 0$$

- граничні умови для швидкостей повітря:

$$v_x = v_y = 0 \text{ при } y = 0; v_x = 0, T = T_0$$

для значень за межами пограничного шару;

- граничні умови 4-го роду:

$$-(\lambda_W \frac{\partial T_W}{\partial x})_{y=0} = -(\lambda \frac{\partial T}{\partial x})_{y=0}$$

$$T_W|_{y=0} = T|_{y=0}$$

де  $v_x$  та  $v_y$  – швидкість повітря вздовж осей  $x$  та  $y$  відповідно;  $T = T(x, y)$  та  $T_W = T_W(x, y)$  – розподіл температури у повітряному середовищі та пластині, відповідно;  $Q(x, y)$  – об'ємна щільність розподілу інтенсивності джерел теплоти у пластині;  $T_0$  – температура повітря поза межами пограничного шару.

Особливістю спряженої моделі є те, що, по-перше, до моделі вводяться додаткові рівняння теплопровідності для кожного твердотілого елементу пристрою, а по-друге, замість стандартних граничних умов задаються рівності температур і потоків теплоти (граничні умови 4-го роду) в кожній точці на границі стикання повітряного середовища і твердотілих елементів конструкції пристрою. Дана математична модель є достатньо складною, її розв'язок стикається з серйозними математичними труднощами, але

разом з тим, вона адекватно описує конвекційні процеси в реальних електронних системах.

Проблеми, пов'язані з процесом конвекційного перенесення теплоти в порожнистих середовищах (наприклад, в порожнистих пластинках, подібних до термоізоляційних шарів транспортних контейнерів), достатньо повно розглядаються в [7, 9]. В [9] була розроблена математична модель конвекції всередині порожнини матеріалу і здійснена перевірка її адекватності.

Для оцінювання інтенсивності пограничного переносу тепла застосовувалась математична модель, що зв'язує температуру поверхні із швидкістю конвекційної течії [13].

Математична модель гравітаційної конвекції містить рівняння Нав'є – Стокса:

$$\rho \left[ \frac{\partial V}{\partial t} + (V \cdot \nabla)V \right] = -\nabla p + \eta \nabla^2 V + \frac{1}{3} \eta \nabla(\nabla \cdot V) + \rho g$$

- рівняння неперервності (закон збереження маси):

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho V) = 0$$

- рівняння переносу тепла (закон збереження енергії):

$$c\rho \left( \frac{\partial E}{\partial t} + V \cdot \nabla T \right) = \lambda \nabla^2 T$$

- рівняння стану:

$$\rho = \rho(T)$$

де невідомі функції:  $V$  – вектор швидкості;  $\rho$  – тиск;  $T$  – абсолютна температура газу;  $\rho$  – густина;  $\eta$  – динамічна в'язкість;  $\lambda$  – теплопровідність;  $t$  – час;  $g$  – прискорення вільного падіння.

Для розрахунків прийнято:  $\eta, \lambda, c = const$  (оскільки наявні в середовищі різниці температур є достатньо малими).

Оскільки можливим технічним рішенням поставленої задачі було обрано застосування тепла, яке виділяється в активному електронному компоненті, то для оцінювання можливості його реалізації була використана тривимірна модель регулювання температури мікросхеми, розглянута в [10]. Результати тривимірного моделювання представлені на рис. 1.

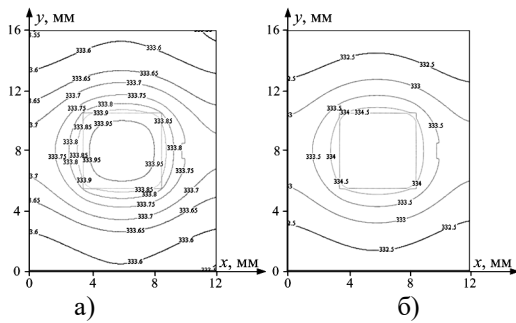


Рис. 1. Просторова картина розподілу температури підкладки в площині  $z = z_1$  в кінцевий момент часу при а; б.

Як свідчить представлена на рис. 1 картина розподілу температури, зона стабільної температури має розміри, що відповідають геометричним розмірам стандартних мікрокет для транспортування та збереження біоматеріалів, що доводить можливість технічної реалізації обраного методу побудови системи термостабілізації.

Структурна схема системи стабілізації температури в мікрокететах для транспортування та збереження біоматеріалів, яка побудована на запропонованих вище принципах, представлена на рис. 2.

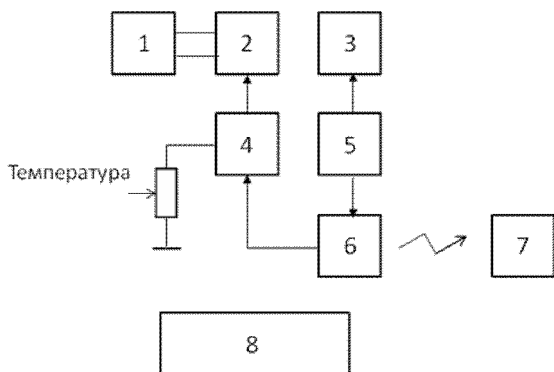


Рис. 2. Структурна схема запропонованої системи термостабілізації

На схемі 1 – це блок живлення нагрівального елемента. Він показаний окремо, оскільки має основні параметри (потужність, вид та величина напруги) відмінні від параметрів живлення решти елементів схеми термостатування.

2 – нагрівальний (охолоджувальний) елемент, який може бути реалізованим або у вигляді потужного транзистора (якщо йдеться лише про нагрівання), або ж у вигляді елемента Пельть'є (за необхідності двобічної зміни температури). Під час розробки здійснювалось фізичне моделювання нагрівального елемента у вигляді N-канального MOSFET транзистора типу IRF540. Схема виявилась ефективною для прямого нагріву біологічних об'єктів в межах від температури оточуючого середовища до  $45^{\circ}\text{C}$ .

3 – індикаторний елемент, яким може бути або простий світлодіод, що фіксує ввімкнений стан нагрівача, або ж рідиннокристалічний індикатор,

на якому відображена температура в мікрокететі, стан нагрівального елемента, наявність зв'язку з зовнішньою системою керування та інша необхідна інформація.

4 – схема регулювання температури, яка являє собою електронну схему, що виробляє сигнал керування нагрівальним (охолоджувальним) елементом відповідно до різниці напруг на виході датчика температури 5, та завданої потенціометром «Температура». Під час фізичного моделювання для реалізації цієї схеми був застосований компаратор на мікросхемі TL072.

5 – датчик температури. Може бути реалізованим у декількох варіантах, залежно від висунутих до системи технічних вимог. Під час фізичного моделювання була використана мікросхема LM35, вихідна напруга якої порівнювалась з напругою, завданою потенціометром «Температура».

6 – блок дистанційного контролю та регулювання температури. Він забезпечує дистанційний бездротовий зв'язок системи термостабілізації з комп'ютером системи керування лабораторії клінічної діагностики. Саме в цьому блоці формується вхідний сигнал для схеми регулювання температури 4. У спрощеному варіанті побудови системи, коли вона є автономною і не має зв'язку із зовнішньою системою керування, цей блок відсутній.

7 – блок живлення всіх елементів схеми термостатування за винятком нагрівального (охолоджувального) елемента.

В разі застосування зовнішньої системи керування створюється можливість реалізації ефективного алгоритму керування термостатом, описаного в [11], де зокрема відзначається, що в простих системах, де стабілізація здійснюється за допомогою нагрівача, термодатчика та компаратора (так званих лінійних термостатів), часто виникає перегрів або переохолодження за рахунок кінцевої швидкості поширення тепла об'ємом, що знижує точність стабілізації температури. Для усунення означеного недоліку в [11] пропонується алгоритм укрупнена схема якого на рівні підпрограм представлена на рис. 3.

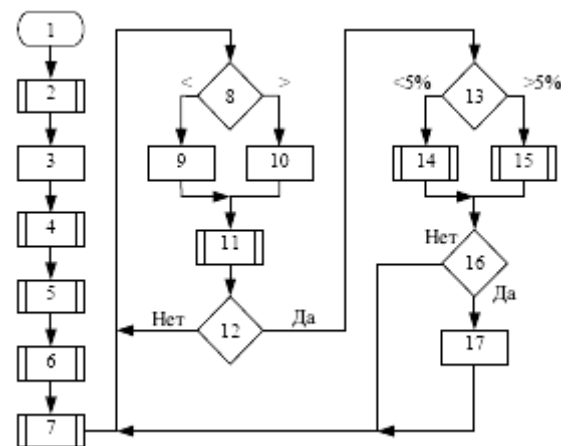


Рис. 3. Алгоритм роботи термостату

1) При ввімкненні термостату до нагрівача подається напруга 1 (рис. 3) і відбувається початковий розігрів 2 термостату на  $1-2^{\circ}\text{C}$  (рис. 3).

2) До нагрівача продовжують подавати напругу, температура вимірюється з точністю до  $0,1^{\circ}\text{C}$ , фіксується час, за який відбувається нагрів 3 термостату на  $3^{\circ}\text{C}$  (рис. 3).

3) Знімається напруга з нагрівача, робиться пауза до моменту початку охолодження термостату 4 на  $0,1-0,2^{\circ}\text{C}$  (рис. 3).

4) Фіксується час, за який термостат охолоне на  $3^{\circ}\text{C}$  (рис. 3, 5).

5) Одночасно з нагріванням та охолодженням вимірюється температура середовища, що оточує термостат, з точністю до  $0,1^{\circ}\text{C}$ .

6) До термостату подають напругу і здійснюють швидкий нагрів 6 до робочої температури (рис. 3). Для запобігання перегріву, заздалегідь, не досягнувши заданої температури на  $0,1^{\circ}\text{C}$ , з нагрівача знімають напругу і мікропроцесор переводиться в режим стабілізації температури.

7) На підставі калібрувальної інформації про потужність нагрівача (пп. 2, 5) і поверхні, через яку термостат віддає тепло до оточуючого середовища (пп. 4, 5), обчислюється частка потужності 7, яку необхідно подавати до нагрівача відносно максимальної (рис. 3). Цей коефіцієнт зворотно пропорційний відношенню часу нагріву (п. 2) до часу охолодження (п. 4).

8) Задаються початкові значення відсотку потужності нагріву та охолодження відносно розрахованої в п. 7, які дорівнюють 105% та 95% відповідно. Наприклад, якщо розраховано, що потужність нагріву (шпаруватість імпульсів, які подаються до нагрівача) має становити 1,210, то для нагрівання до нагрівача має прикладатись потужність  $1,210 \times 105\% = 1,270$ , а для охолодження  $-1,210 \times 95\% = 1,150$ .

9) Перевіряючи сигнал від компаратора (температура більша або менша заданої), мікропроцесор видає відповідний сигнал керування на нагрівач 8, 9, 10 (рис. 3).

10) Одночасно процесор весь час здійснює вимірювання часу, на протязі якого сигнал від компаратора перебуває в стані логічних «0» та «1» (рис. 3, 11,12). Якщо час відрізнятиметься більше, ніж на 3-5% (13), то здійснюється корекція значення потужності нагріву або охолодження – щоб час перегріву і недогріву став однаковим (15).

11) У випадку, коли цей час (п.10) є однаковим, здійснюється наближення потужності нагріву та охолодження 14 до їх середнього значення на 10% (рис. 3). Наприклад, якщо потужність нагріву складає 1,275, а охолодження – 1,198, і середнє значення – 1,2365, то 10% наближення становитимуть  $(1,2365 - 1,198) \times 10\% = 0,004$ . Отже, потужність нагрівання складатиме 1,271, а охолодження – 1,202. Одночасно необхідно слідкувати за тим, щоб обидва значення не наближались один до одного більше, ніж на 2 одиниці молодшого врахованого розряду. В

даному випадку вони мають відрізнятися на 0,002 одиниці (14).

12) Коефіцієнти потужності коригують також на підставі даних 15, отриманих від термодатчика, який вимірює температуру повітря поруч із термостатом (рис. 3).

13) Під час кожної ітерації наближення потужності нагріву до потужності охолодження слід контролювати сигнал 16, який надходить від додаткового операційного підсилювача, щоб визначити ступінь стабілізації температури, а також перевірити, чи не погіршилось це значення відносно попереднього заміру (рис. 3). Погіршення стабілізації може відбутися, якщо раптом різко зміниться температура оточуючого середовища або в разі інших неврахованих факторів. Тоді слід розширити діапазон 17 між потужністю нагріву та охолодження на 50% (рис. 3) таким чином, як це робилось в п.11.

14) Сигнал перемикання з пониженої потужності на підвищену виробляється процесором з випередженням у часі відносно попередньої ітерації на 25%.

15) Процесор повторює описані вище дії починаючи з п.9.

### III ВИСНОВКИ

Транспортування проб біоматеріалів і безпосереднє виконання досліджень на аналітичному етапі клінічної лабораторної діагностики передбачає застосування пристроїв термостатування різного конструктивного виконання.

Зазвичай, як для транспортування, так і для проведення лабораторних досліджень, це певні автономні пристрої, які в переважній більшості не мають зв'язку з зовнішніми системами керування процесом лабораторного дослідження, характеризуються великими розмірами та значним рівнем енергоспоживання.

Нагальною проблемою є необхідність забезпечення певних температурних умов в контейнері і їх постійний моніторинг.

Запропоновано певне теоретичне обґрунтування та окремі технічні рішення щодо побудови систем терморегулювання та термостатування мікрокувет, в яких зберігаються проби біоматеріалів.

### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Новикова И. А. Введение в клиническую лабораторную диагностику: Учебное пособие / И. А. Новикова, А. С. Прокопович. – Гомель : ГомГМУ, 2013. – 189 с.
- [2] Горячковский А. М. Клиническая биохимия в лабораторной диагностике / А. М. Горячковский. – Одесса : Экология, 2005. – 616 с.
- [3] Камышников В. С. Справочник по клинико-биологическим исследованиям и лабораторной

- диагностике / В. С. Камышников. – М. : МЕДпресс-информ, 2009. – 896 с.
- [4] Мошкин А. В. Обеспечение качества в клинической лабораторной диагностике: Практическое руководство / А. В. Мошкин, В. В. Долгов. – М. : Медиздат, 2004. – 216 с.
- [7] Емельянов Р. Т. Исследование процессов теплопереноса в ограниченном пространстве / Р. Т. Емельянов, Е. С. Турышева, М. А. Пылаев, М. М. Ходжаев // Вестник КрасГАУ. – №6. – 2015. – С. 73–78.
- [8] Мадера А. Г. Математическое моделирование конвективного теплопереноса в электронных устройствах / А. Г. Мадера // Программные продукты и системы. – №4. – 2001. – С. 44–48.
- [9] Сайко Е. Н. Моделирование процессов конвективного переноса тепла в замкнутом объеме / Е. Н. Сайко // Математическое моделирование. – №1 (24). – 2011. – С. 47–50.
- [10] Карабан В. М. Математическая формулировка задачи регулирования температуры микросхемы в рамках трехмерной модели и метод ее решения / В. М. Карабан, М. П. Сухоруков // Компьютерные исследования и моделирование. – Т.5. – №5. – 2013. С. 805–812.
- [11] Ахиезер А. М. Эффективный алгоритм управления термостатом / А. М. Ахиезер, В. И. Мещеряков // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – №1. – 2004. С. 41–44.
- [12] Михеев М. А. Основы теплопередачи / М. А. Михеев, И. М. Михеева. – М. : Энергия, 1977. – 344 с.
- [13] Полежаев В. И. Математическое моделирование конвективного теплообмена на основе уравнений Навье-Стокса / В. И. Полежаев, А. В. Бунэ, Н. А. Верезуб. – М. : Наука, 1987. – 275 с.

## Варіанти побудови системи контролю адекватності процесу гемодіалізу

Денис Мосьпан, Владислав Мосьпан, Денис Барильченко

Кафедра електронних апаратів, Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, УКРАЇНА, Кременчук, вул. Першотравнева, 20. email: denis.mospan@gmail.com

**Анотація:** Останніми роками у всьому світі спостерігається постійне зростання кількості пацієнтів, що одержують лікування програмним гемодіалізом. Причому на нинішньому етапі розвитку заміщувальної ниркової терапії найбільшої актуальності набувають питання з покращення якості життя, повноцінної реабілітації пацієнтів з хронічною нирковою недостатністю, а також профілактики віддалених ускладнень. Їх вирішення стає неможливим без забезпечення адекватності (тобто цільового ступеню очищення крові пацієнтів) як окремо взятої процедури гемодіалізу, так і діалізного лікування в цілому. Запропоновано алгоритм поліпшення стану хворого на ниркову недостатність як під час процедури, так і в міждіалізний час, за рахунок створення інформаційно-виміральної біотехнічної системи оцінювання адекватності гемодіалізу.

**Ключові слова:** гемодіаліз, біосенсор, біомоніторинг.

### І. ВСТУП

На поточний час тривале виживання на хронічному гемодіалізі пов'язують з непростими, але зрозумілими факторами [1]: діалізна доза ( $Kt/V$ ), безпека гемодіалізу, харчування, еритропоетин. До недавнього часу проблема принципового підвищення якості гемодіалізу не могла бути вирішеною через відсутність

інструментів для фактичного контролю за найважливішими параметрами гемодіалізу, такими як доза гемодіалізу, час, швидкість перфузії крові, ультрафільтрація. Всі ці задачі вирішувались за допомогою різноманітних непрямих розрахунків та профілювання. Комплекс діалізного моніторингу виключно складався із спостережень за суто фізичними параметрами. На поточний час проблему адекватності гемодіалізу, аналітичного визначення гемодіалізної прескрипції та збалансованості ультрафільтрації вирішує гемодіалізний моніторинг, що базується на застосуванні сенсорів. Справа в тому, що зміни біохімічного складу відпрацьованого діалізату віддзеркалює зміни біохімічного складу крові. Тому за даними сенсору сечовини на виливі з апарату «штучна нирка» виявилось можливим здійснювати моніторинг таких фундаментальних показників гемодіалізу, як  $Kt/V$ ,  $PCr$  (ступінь катаболізму білка), ступінь зниження рівня сечовини. Всі ці параметри зв'язані практично лінійною залежністю і легко піддаються програмуванню.

Комп'ютеризований сенсор сечовини надає можливість інтегрально з урахуванням всіх