

УДК 615.471.03:616.073

С.В. ПАВЛОВ, ВАЛЬДЕМАР ВУЙЦІК, Р.Л. ГОЛЯКА, Н.В. ТІТОВА, Л.Є. НИКИФОРОВА,
О.Д. АЗАРОВ, М.Ф. ТЕРЕЩЕНКО, В.В. ХОЛІН, М.Ф. БОГОМОЛОВ, О.С.КОМАРОВА

ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ТЕПЛОВИХ СЕНСОРІВ ПОТОКУ БІОМЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

Вінницький національний технічний університет, Україна, e-mail: psv@vntu.edu.ua

Люблінський технологічний університет, Польща

Національний університет «Львівська Політехніка», Україна

*Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря
Сікорського", Україна*

ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси, Україна

Національний університет біоресурсів та природокористування України

Національний університет «Одеська політехніка», Україна

Анотація. Показано, що теплові сенсори потоку характеризуються високою конструктивно-технологічною сумісністю з апаратурою біомедичного призначення і, порівняно з іншими типами сенсорів потоку, в найбільш повній мірі відповідають вимогам до цієї апаратури. Розроблені сигнальні перетворювачі у повній мірі відповідають вимогам до сучасної апаратури біомедичного призначення та енергоекономної низьковольтної електроніки (однополярне 3В живлення), забезпечують незначний тепловий вплив на середовище потоку та реалізуються на новітній елементній базі – високопрецизійних CMOS rail-to-rail операційних підсилювачах, двонаправлених мультиплексах типу ADG, мікроконвертерах типу ADuC, потужних D-MOS HEX FET транзисторах тощо.

Ключові слова: теплові сенсори потоку, сигнальні перетворювачі, інтегральна електроніка для біомедичної електроніки.

Abstract. It is shown that thermal flow sensors are characterized by high structural and technological compatibility with biomedical equipment and, compared to other types of flow sensors, they most fully meet the requirements for this equipment. The developed signal converters fully meet the requirements for modern biomedical equipment and energy-saving low-voltage electronics (unipolar 3V power supply), provide a negligible thermal effect on the flow environment and are implemented on the latest element base - high-precision CMOS rail-to-rail operational amplifiers, bidirectional multiplexers of the type ADG, ADuC type microconverters, powerful D-MOS HEX FET transistors, etc.

Keywords: thermal flow sensors, signal converters, integrated electronics for biomedical electronics.

DOI: 10.31649/1681-7893-2022-44-2

1. ВСТУП

Розвиток сучасної діагностичної апаратури біомедичного призначення характеризується стрімким розширенням фізичних методів вимірювального перетворення, розширенням функціональних можливостей, підвищенням технічних характеристик, широким впровадженням мікроелектронних технологій та мікропроцесорної техніки. Ці тенденції яскраво проявляються в одному з важливих класів діагностичної апаратури – пристроях вимірювання швидкості потоку газів та рідин (сенсорах потоку), що застосовуються для вимірювання параметрів дихальної системи (зокрема, при астматичних захворюваннях), в системах штучного дихання, засобах біохімічного аналізу. Крім того, сенсори потоку знаходять широке застосування в технологічних процесах фармакології, вимірювання потужності лазерного випромінювання при фізіотерапевтичному впливі [1,2,3].

З точки зору біохімічної сумісності матеріалів, високої надійності функціонування, мінімального впливу на параметри досліджуваного потоку та можливості вимірювати як малі, так і великі потоки рідин та газів пріоритетність в біомедичній апаратурі мають теплові сенсори потоку (термоанемометри, thermal flow sensors, hot-wire anemometer) – пристрої, вимірювання яких базується на визначенні температурного поля в локально нагрітій речовині потоку.

Актуальність розробки нового покоління інтегральних сигнальних перетворювачів для мікроелектронних теплових сенсорів потоку обумовлена декількома факторами. По-перше, структурно-схемні рішення, що застосовуються в традиційних сигнальних перетворювачах, зокрема, для вимірювальних кіл терморезистивного типу, не забезпечують вимог щодо мінімізації енерговитрат мікроелектронних теплових сенсорів потоку. По-друге, з переходом на низьковольтні джерела живлення, набуває особливої важливості мінімізація паразитного впливу на результат вимірювання опорів ліній передач сигналу. По-третє, в процесі розробки сенсорних пристроїв вимірювання швидкості потоку повинні враховуватися всі вимоги щодо їх відповідності сучасним напрямкам розвитку мікроелектронних сенсорів, зокрема, інтерфейсна сумісність, можливість програмного керування процесом вимірювання, розширені функціональні можливості, відповідність стандарту до інтелектуальних сенсорів IEEE1451.2 Intelligent Sensors, відповідність вимогам до техніки біомедичного призначення тощо.

Таким чином, задача розробки сучасних інтегральних сигнальних перетворювачів мікроелектронних теплових сенсорів потоку виходить за межі інженерних підходів та вимагає нових підходів та наукових досліджень.

Метою роботи є розроблення нових алгоритмічно-структурних підходів у побудові сигнальних перетворювачів теплових мікроелектронних сенсорів потоку, які відповідають вимогам біомедичної апаратури та сучасної низьковольтної електроніки.

2. ПРИНЦИП РОБОТИ ТЕПЛОВИХ СЕНСОРІВ ПОТОКУ БІОМЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

Тепловий сенсор потоку (термоанемометр, thermal flow sensors, hot-wire anemometer) – це пристрій вимірювання швидкості потоку рідини чи газу, який базується на принципі вимірювання температурного поля локально нагрітої речовини потоку [3,4,5.6].

Розрізняють декілька базових методів формування сигналу обумовленого швидкістю потоку. В самому простому методі вимірюють температуру розміщеного в потоці нагрівника – із збільшенням швидкості потоку внаслідок тепловіддачі температура нагрівника зменшується. Більш прогресивні методи передбачають локальний нагрів середовища потоку та вимірювання різниці температур в потоці в областях до (S1) та після (S2) нагрівача (heater) в напрямку поширення потоку (рисунок 1). Це дозволяє, по-перше, вимірювати не лише швидкість потоку, але і його напрям, і, по-друге, мінімізувати вплив на результат вимірювання температури речовини потоку

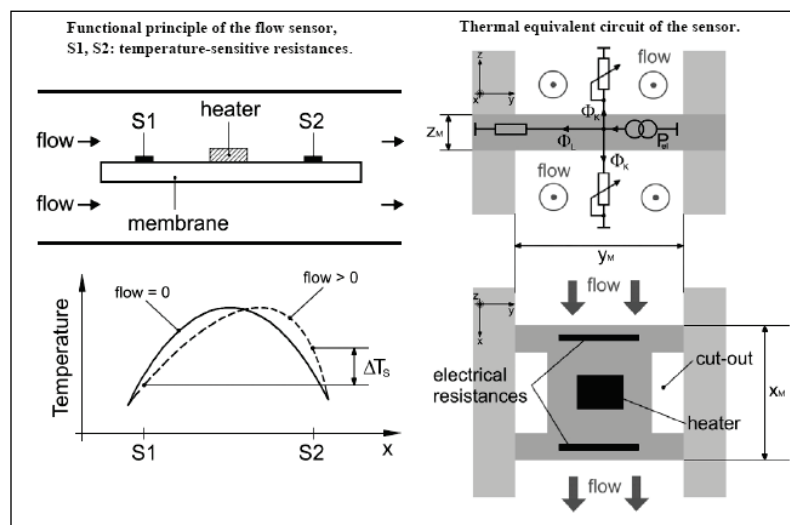


Рисунок 1 – Структура та функціональний принцип роботи мікроелектронних теплових сенсорів потоку

3. ОСОБЛИВОСТІ ТЕПЛООВОГО РОЗРАХУНКУ ТЕПЛОВИХ СЕНСОРІВ ПОТОКУ БІОМЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

У загальному випадку залежність між температурними параметрами термоанемометричного первинного перетворювача та параметрами потоку може бути записана у вигляді рівняння Ньютона-Ріхмана [1, 2, 3, 5]

$$P_n = K_1 \alpha F \Delta t, \quad (1)$$

де K_1 – коефіцієнт, який вводиться, оскільки в більшості випадків вимірюється не різниця температур поверхні теплообміну та рідини, а якась інша величина Δt ; α – коефіцієнт тепловіддачі; F – поверхня теплообміну; Δt – різниця температур.

У загальному вигляді коефіцієнт тепловіддачі визначається критеріальною залежністю

$$Nu = A Re^n Pr^b Gr^c \left(\frac{Pr_p}{Pr_c} \right)^d, \quad (2)$$

де Nu – критерій Нуссельта, який характеризує теплообмін між поверхнею стінки та рідиною(газом); Re – критерій Рейнольдса, який характеризує співвідношення сил інерції і в'язкості та визначає характер течії рідини (газу); Pr – критерій Прандтля, який характеризує фізичні властивості рідини (газу); Gr – критерій Грасгофа, який характеризує підйомну силу, що виникає в рідині (газі) внаслідок різниці густин.

Критерій подібності Прандтля Pr являється суто фізичним параметром, який характеризує властивості потоку. Критерій Грасгофа Gr також не містить швидкості потоку і лише характеризує взаємодію молекулярного тертя та підйомної сили, що обумовлена різницею густин в окремих точках потоку через його неізотермічність. Лише критерій Рейнольда Re містить в собі швидкість потоку, яка нас цікавить. Тому в загальному випадку зв'язок (2) між критерієм Нуссельта Nu , який містить коефіцієнт тепловіддачі, та критерієм Рейнольда, який містить швидкість потоку v , може бути записаний у вигляді

$$Nu = C Re^n, \quad (3)$$

де C – питома теплоємність вимірювального середовища;
або

$$\frac{\alpha d}{\lambda} = C \left(\frac{v d \rho}{\mu} \right)^n, \quad (4)$$

звідки

$$\alpha = C \frac{\lambda d^{n-1} \rho^n}{\mu^n} v^n = C \frac{\lambda d^{n-1}}{\mu^n} G_m^n, \quad (5)$$

де d – діаметр трубки, в якій вимірюють швидкість потоку; v – швидкість потоку; ρ , μ , λ – відповідно густина, в'язкість, теплопровідність вимірювального середовища; G_m – масова витрата.

Враховуючи рівняння (5) та об'єднуючи всі величини, які характеризують властивості потоку та конструкцію первинного перетворювача, можна записати замість рівняння (1) рівняння для витратомірів теплового шару та термоанемометричних у вигляді

$$P_n = K G_m^n \Delta t. \quad (6)$$

Для калометричних витратомірів, в яких інформативною величиною є кількість тепла, віднесеного потоком, за відсутності теплових втрат та постійності теплофізичних властивостей потоку правдиво рівняння балансу тепла для одиниці площі поперечного перетину

$$P_n = G_m c_p \Delta t, \quad (7)$$

де c_p – ізобарна питома теплоємність потоку; Δt – різниця температур до та після нагрівача.

Процес зміни температурного поля на можна представити з двох компонентів: 1) відбір тепла від нагрівача потоком без порушення симетрії первинного температурного поля; 2) підвищення температури на поверхні стінки в напрямку руху потоку. Результатом першого компоненту процесу являється зменшення температури у всіх точках поля, результатом другого – деяке зростання температури у всіх точках за лінійним законом в напрямку потоку. Температурне поле, яке створене нагрівачем на поверхні за відсутності потоку,

являється одномірним; температура змінюється тільки вздовж вісі: $t = f(x)$.

Відлік температури проводять від температури потоку (газу чи рідини) t_p до нагрівача, температура якого t_n , та після нього

$$\mathcal{G}_n = t_n - t_p.$$

На відстані x від нагрівача виділяємо елемент довжиною dx з площею поперечного перетину F . Рівняння теплового балансу для елемента, що розглядається, можна записати (рисунок 2)

$$Q_1 - Q_2 = dQ, \quad (8)$$

де Q_1 – кількість тепла, що входить в елементи кільця; Q_2 – кількість тепла, що виходить з елемента; dQ – кількість тепла, відданого внутрішньою поверхнею елемента поперечного перетину потоку, що знаходиться в трубці термоанемометра.

Відповідно до закону Фур'є

$$Q_1 = -\lambda \frac{d\mathcal{G}}{dx} F, \quad Q_2 = -\lambda \frac{d}{dx} \left(\mathcal{G} + \frac{\mathcal{G}}{dx} \right) F,$$

де \mathcal{G} – надлишкова температура у нагрівача; λ – теплопровідність вимірювального середовища; F – поверхня теплообміну.

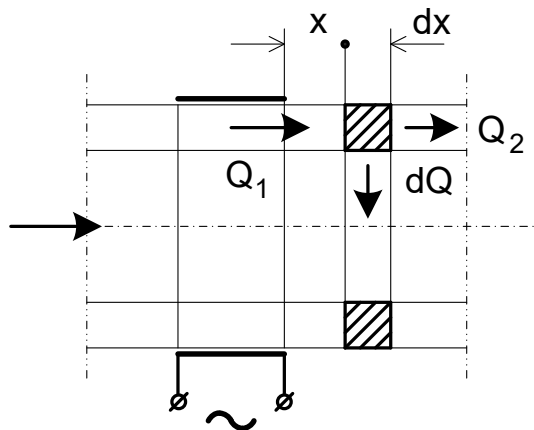


Рисунок 2 – До розрахунку температурного поля теплового сенсора потоку

Звідси випливає рівняння

$$dQ = \lambda F \frac{d^2 \mathcal{G}}{dx^2} dx. \quad (9)$$

В той же час відповідно до закону Ньютона-Ріхмана це тепло можна виразити рівнянням

$$dQ = \alpha \mathcal{G} \Pi dx, \quad (10)$$

де Π – внутрішній діаметр трубки термоанемометра.

Прирівнявши рівняння (9) та (10), отримуємо диференціальне рівняння, що описує зміну температури стінки трубки

$$\frac{d^2 \mathcal{G}}{dx^2} = \frac{\alpha \Pi}{\lambda F} \mathcal{G} = m^2 \mathcal{G}, \quad (11)$$

де

$$m = \sqrt{\frac{\alpha \Pi}{\lambda F}}.$$

Загальний інтеграл рівняння (11) приймає вигляд

$$\mathcal{G} = C_1 e^{mx} + C_2 e^{-mx}. \quad (12)$$

Константи C_1 та C_2 визначаються з граничних умов, а саме: при $x = 0$, $v = v_n$ при довжині трубки $l = \infty$ все тепло, яке підводиться до трубки, віддається рідині і при $x = \infty$ $v = 0$.

При підставлянні граничних умов в рівняння (12) отримуємо при $x = 0$

$$g_n = C_1 + C_2;$$

а при $x = \infty$

$$C_1 e^{\infty} = 0.$$

Підставивши значення C_1 та C_2 в рівняння (12), отримуємо

$$g = g_n e^{-mx}. \quad (13)$$

В безрозмірній формі це рівняння має вигляд

$$\Theta \frac{g}{g_n} = e^{-mx}. \quad (14)$$

З виразу $m = \sqrt{\frac{\alpha \Pi}{\lambda F}}$ випливає, що величина параметру m пропорційна тепловіддачі з внутрішньої

поверхні труби та зворотно пропорційна $\sqrt{\lambda F}$ – фактору, що визначає передачу тепла, теплопровідність вздовж трубки. На рисунку представлено залежність безрозмірної температури Θ від довжини трубки при різних значеннях параметру m .

Чим більше значення m , тим сильніше зменшується безрозмірна температура Θ . При $x \rightarrow \infty$ всі криві асимптотично наближаються до $\Theta = 0$.

Для вимірювання витрати необхідно виміряти температурне поле на поверхні первинного перетворювача, що визначається процесами теплообміну при протіканні потоку, які в свою чергу описуються системою чотирьох диференціальних рівнянь:

рівняння руху

$$-\frac{dp}{dx} + \mu \left(\frac{d^2 v}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dv}{dr} \right) = 0; \quad (15)$$

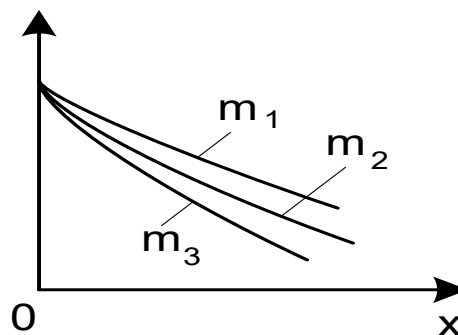


Рисунок 3 – Зміна безрозмірної температури вздовж за відсутності потоку для різних значень m ($m_1 < m_2 < m_3$)

рівняння суцільності

$$\frac{dv}{dx} = 0; \quad (16)$$

рівняння енергії у циліндричних координатах

$$pc_p \left(v_r \frac{dt}{dr} + v \frac{dt}{dx} \right) = \lambda \left(\frac{d^2 t}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dt}{dr} + \frac{d^2 t}{dx^2} \right); \quad (17)$$

рівняння тепловіддачі

$$\left(\frac{dt}{dn} \right)_c = -\frac{\alpha}{\lambda} (t_c - t_p), \quad (18)$$

де p – тиск потоку; r – радіус трубопроводу; v_r – швидкість в радіальному напрямку; $\frac{dt}{dn}$ – градієнт температури; μ – в'язкість вимірювального середовища.

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Останнє рівняння являється основною умовою або умовою однозначності. Воно об'єднує градієнт температури біля поверхні розділу стінки та рідини з умовами тепловіддачі до потоку у термоанемометрі.

Розв'язок системи рівнянь (15) - (18) аналітичним способом є досить складним. Тому для рішення задач теплообміну використовують експериментальний метод із залученням теорії подібності. В цьому випадку рівняння зводяться до безрозмірного вигляду. Тоді величини, що входять до їх складу, будуть або критеріями подібності, або співвідношенням однорідних величин. Так, замість швидкості v_x у розглянутій точці даного радіуса r , температури потоку t_p та повздовжньої координати x по вісі трубки (в напрямку руху потоку) в рівняннях будуть фігурувати безрозмірні величини:

$$\bar{V} = \frac{v}{v_0}; \quad R = \frac{r}{r_0}; \quad \Theta = \frac{t_p}{t_c}; \quad X = \frac{x}{l_0},$$

де \bar{V} – середня швидкість потоку; r_0 – радіус трубки; l_0 – координати вздовж трубки термоанемометра; t_c – температура середовища.

Рівняння тепловіддачі та енергії в безрозмірній формі буде мати вигляд:

$$Nu \approx - \left(\frac{\partial \Theta}{\partial R} \right)_{r=0}; \quad (19)$$

$$Pe \left(v \frac{\partial \Theta}{\partial X} + v_r \frac{\partial \Theta}{\partial R} \right) = \frac{\partial^2 \Theta}{\partial R^2} + \frac{1}{R} \frac{\partial X}{\partial R} + \frac{\partial^2 \Theta}{\partial X^2}. \quad (20)$$

Відповідний вигляд приймають також рівняння руху та суцільності.

Для практичного застосування використовуються, як правило, критеріальні рівняння, які отримують в результаті експериментальних досліджень. Необхідно відзначити, що із зменшенням розмірів мікроелектронних сенсорів потоку, що особливо характерно в пристроях біомедичного застосування, проблема теоретичного опису поведінки потоку з врахуванням граничних умов, флуктуацій та поверхневого натягу рідин набуває особливої актуальності. Цій тематиці, а також проблемам математичного моделювання, розрахунку параметрів та методам калібрування теплових сенсорів потоку присвячена значна кількість публікацій, зокрема роботи останніх років [8, 10, 13].

Так, на рисунку 4 показано результати експериментальних акустичних досліджень розподілу фронту потоку при його контакті з поверхнею та залежність розподілу тиску в потоці від параметрів критеріальних рівнянь.

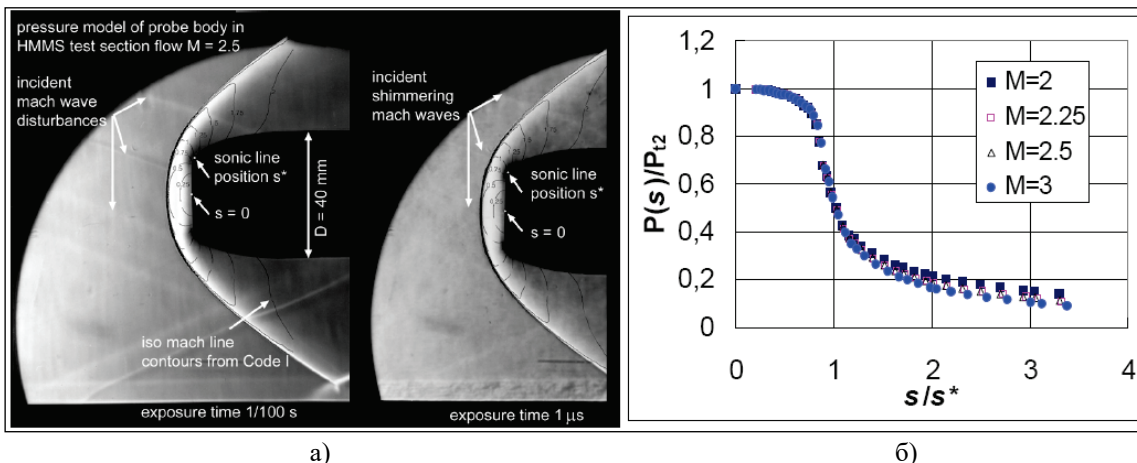


Рисунок 4 – Розподіл фронту потоку при його контакті з поверхнею (а) та залежність розподілу тиску (б) в потоці від параметрів критеріальних рівнянь

Ряд інших прикладів експериментальних досліджень залежності сигналу мікроелектронних сенсорів потоку від параметрів останнього, що базуються на поєднанні теплових та манометричних методів вимірювального перетворення наведено на рисунках 5 та 6 [8].

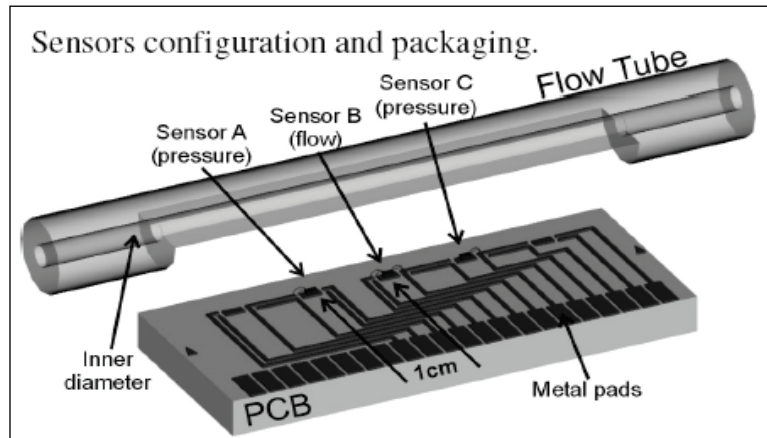


Рисунок 5 – Структурна схема мікроелектронного сенсора потоку, що поєднує тепловий та манометричний методи вимірального перетворення

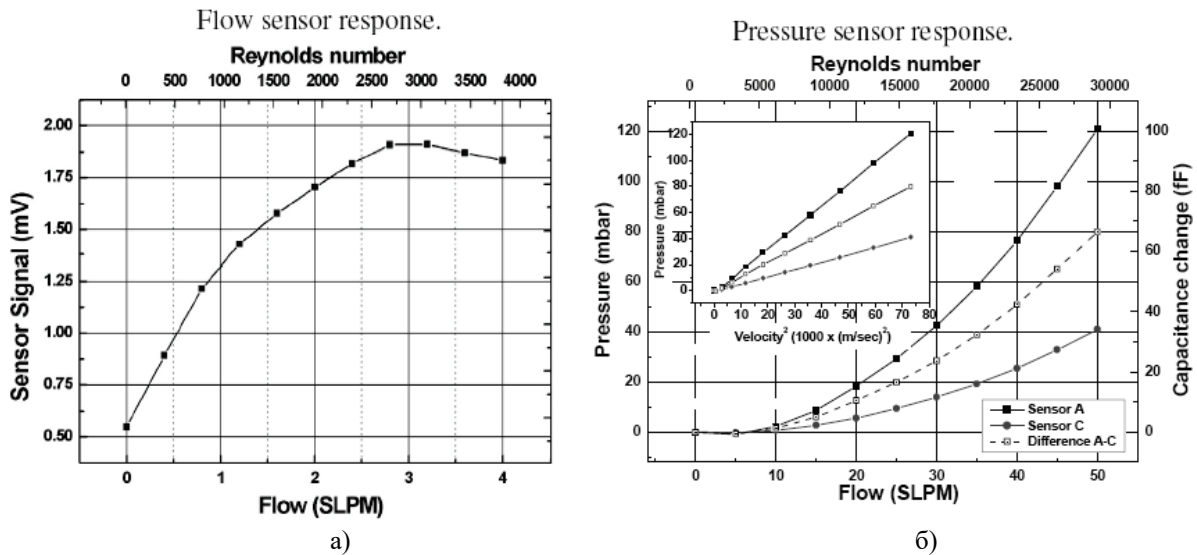
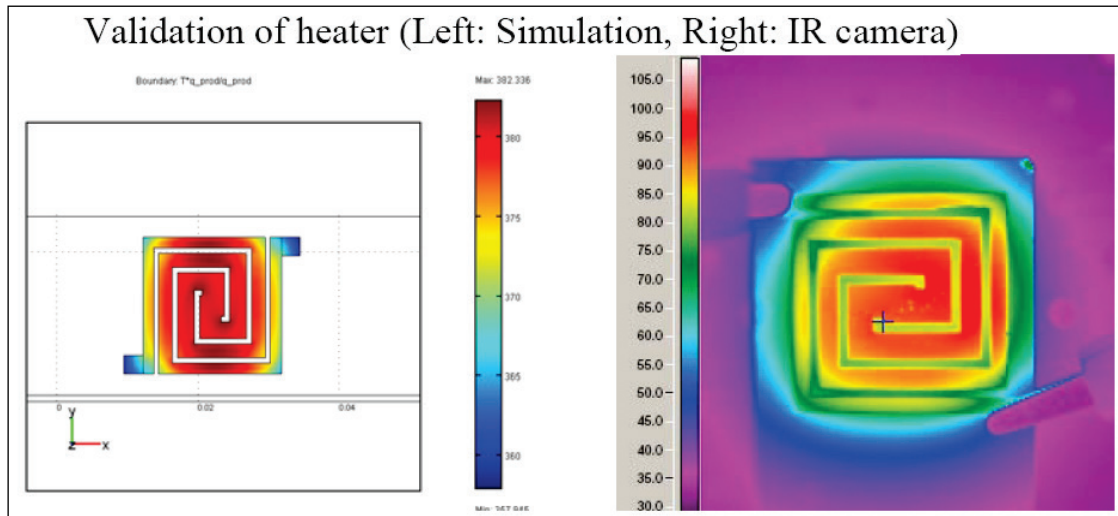


Рисунок 6 – Залежність вихідного сигналу теплового (а) та манометричного (б) сенсорів потоку від значення критерію Рейнольда (Reynolds number)

Проблема математичного моделювання теплових сенсорів потоку безпосередньо пов'язана з розрахунком розподілу температури в структурі сенсора. Методи теплового розрахунку в даний час є загальновідомими, а для їх реалізації використовується доволі широкий ряд програмних продуктів, зокрема, Simulink (бібліотека SimPowerSystem) середовища MATLAB компанії Math Work Inc., COMSOL чи SEMISEL [9, 10, 11]. Приклад співставлення результатів модельного (а) та експериментального (б) досліджень температурного поля мікроелектронного нагрівача наведено на рисунку 7. Модельні дослідження проводилися з використанням COMSOL™ script language, а експериментальні – з допомогою відеоапаратури інфрачервоного діапазону.

При необхідності розрахунків динамічних теплових процесів доволі ефективним є використання програмних продуктів типу SEMISEL, які використовують електротеплову аналогію – теплові процеси в окремих ділянках структури замінюються на відповідні RC – ланки. Приклад таких розрахунків наведено на рисунку 8.

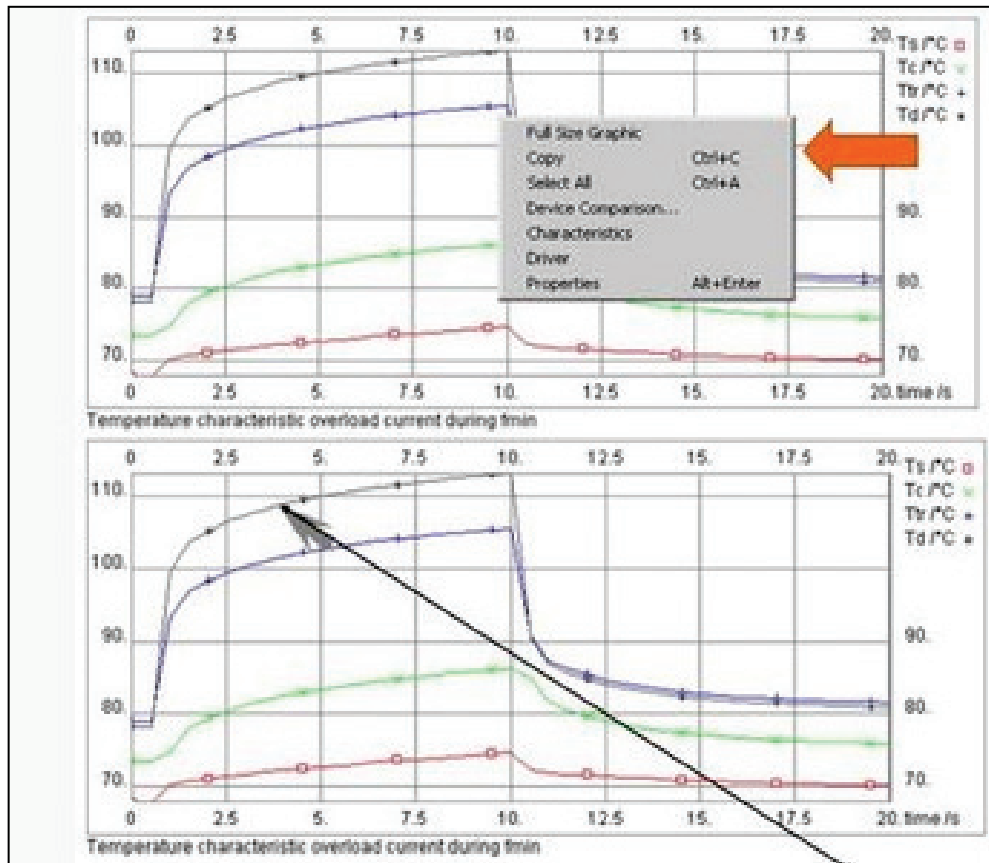
І все-ж, не дивлячись на значний об'єм інформації та різноманітність комерційно доступних програмних продуктів теплового моделювання, проведений нами аналіз показав, що методи математичного моделювання режимів роботи теплових сенсорів потоку потребують подальшого розвитку. В першу чергу це пов'язано з необхідністю поєднання теплового та електричного моделювання в єдину систему, яка б дозволяла проводити оптимізацію структурно-схематичних рішень режимів роботи первинних перетворювачів теплових сенсорів потоку з динамічною тепловою модуляцією вольт-амперної характеристики цих перетворювачів власним струмом нагріву.



a)

б)

Рисунок 7 – Результати модельного (а) та експериментального (б) досліджень температурного поля мікроелектронного нагрівача



a)

б)

Рисунок 8 – Результати модельного розрахунку динамічних теплових процесів

Відзначимо, що проблема поєднання теплового та електричного моделювання вже частково вирішена, зокрема в останніх версія програмного забезпечення для схемного моделювання PSPICE та MicroCAP [8, 9, 10]. Однак, як нами було показано, використання вказаних програмних продуктів для задач динамічного електротеплового моделювання теплових сенсорів потоку вимагає вирішення проблеми синтезу електротеплових моделей терморезистивних, діодних та транзисторних структур первинних перетворювачів, вольт-амперна характеристика яких модулюється робочим струмом.

4. ТЕНДЕНЦІЇ РОЗВИТКУ ІНТЕГРАЛЬНИХ СИГНАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ СЕНСОРНИХ ПРИСТРОЇВ

Сучасний стан розвитку сенсорної електроніки в значній мірі визначається мікропроцесорною технікою. Широке впровадження сучасних мікропроцесорів дозволяє суттєво підвищити технічні характеристики мікроелектронних сенсорів, розширити їх функціональні можливості, забезпечити взаємосумісність та можливість формування вимірювально-діагностичних систем [8, 9, 10]. Формується прогресивний напрям - інтелектуальні (Intelligent, smart) сенсори [11, 12, 13, 14]. Критерії та параметри інтелектуалізації процесу вимірювання параметрів фізичного середовища та вимоги до мікроелектронних засобів, що забезпечують цей процес, визначені міжнародним стандартом IEEE 1451 – Networked smart transducer interface standard [15]. Розробляються вискоелективні та зручні інтерфейси, з допомогою яких сенсори приєднуються до комп'ютеризованих систем збору інформації [15, 16, 17, 18]. Значна увага приділяється зменшенню енергоспоживання пристроїв та забезпеченню можливості їх функціонування з малопотужними низьковольтними джерелами живлення [19, 20, 21].

- Для прикладу на рисунку 9 наведено узагальнену функціональну схему інтелектуального MEMS пристрою, яка містить:
- MEMS сенсор (sensor), як показано на рисунку це можуть бути фото-сенсори (Light), сенсори звуку (Sound), тиску (Pressure), хімічно чутливі сенсори (Chemicals) чи сенсори температури (Temperature);
- вузол обробки вхідного аналогового сигналу (Analog Signal Processing);
- вузол обробки цифрового сигналу (Digital Signal Processing);
- вузол обробки вихідного аналогового сигналу (Analog Signal Processing);
- MEMS актюатор (actuators), тобто зворотній відносно сенсора за функціональною дією перетворювач, що забезпечує механічну дію (Mechanics), візуалізацію результату вимірювання (Display), генерацію електричної енергії живлення пристрою (Electrical Power) чи іншу функцію (Other devices);
- оптичний чи електричний зв'язок (Optical or Electrical Communication).

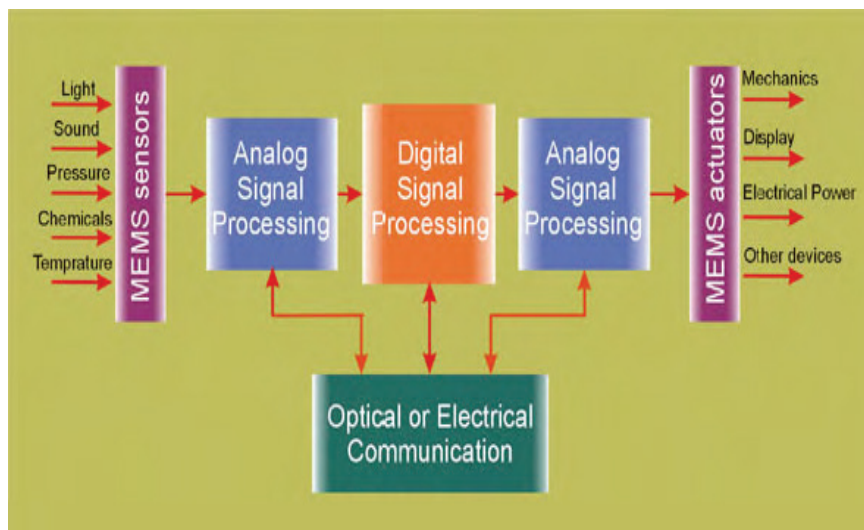


Рисунок 9 – Функціональна схема інтелектуального MEMS пристрою

На відміну від сенсорних пристроїв температури, магнітного поля, механічного напруження, вологості тощо, сенсори вимірювання потоку все ще знаходяться на початковій стадії розвитку методів та засобів їх інтелектуалізації. І хоча процес вимірювання електричного сигналу, наприклад термоанемометричного сенсора потоку мостового типу, є доволі простим, все ж забезпечення всіх вимог до сучасної інтелектуальної електроніки є набагато складнішою задачею. Розглянемо цю задачу з точки зору методів, які реалізуються сигнальними перетворювачами теплових сенсорів потоку.

Можна сформулювати такі основні методи та підходи, які забезпечують інтелектуалізацію сенсора вимірювання потоку :

- підвищення точності вимірювального перетворення на основі спеціальних схемотехнічних рішень;
- адаптація режимів роботи перетворювача у відповідності до параметрів потоку та умов вимірювання;

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

- мінімізація енергоспоживання та забезпечення можливості функціонування з низьковольтними малопотужними джерелами живлення;
- зв'язок (інтерфейс) з сучасними операційними системами комп'ютерної техніки, збирання та візуалізація результатів вимірювання.

Узагальнену структуру сенсора потоку, компонентами якої є первинний перетворювач, сигнальний аналоговий перетворювач (вторинний перетворювач), аналого-цифровий перетворювач, мікроконтролер та інтерфейс наведено на рисунку 10.

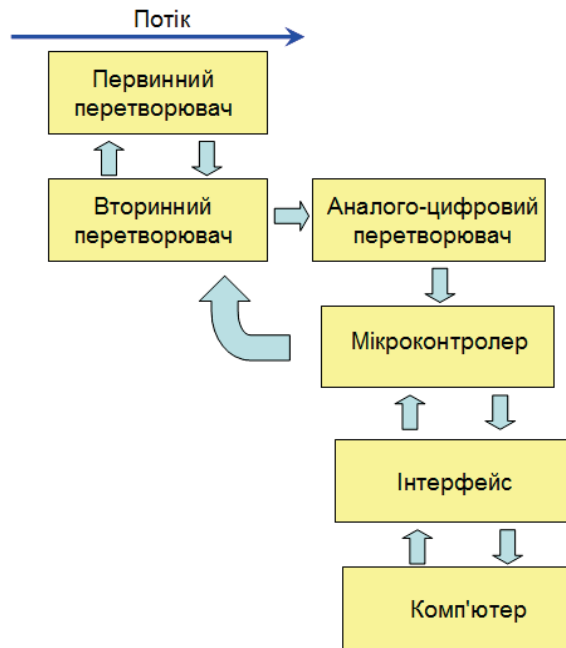


Рисунок 10 – Функціональна схема інтелектуального сенсора потоку

5. РЕАЛІЗАЦІЯ ІНТЕГРАЛЬНИХ СИГНАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ МІКРОЕЛЕКТРОННИХ ТЕПЛОВИХ СЕНСОРІВ ПОТОКУ БІОМЕДИЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ

В останній період має місце значний розвиток принципів побудови сигнальних перетворювачів мікроелектронних сенсорів, створюється елементна база нового покоління, реалізуються проекти по уніфікації інтерфейсів та параметрів живлення, виникло таке поняття, як мистецтво схемотехніки. По даній тематиці можна відзначити монографії [19,20,21] та статті [22,23]. Останні досягнення в галузі аналого-цифрових перетворювачів (АЦП, ADC) висвітлено в [24,25].

Відзначимо, що інколи має місце хибне представлення про повне витіснення мікропроцесорами засобами аналогової обробки сигналу. Насправді це характерно лише для простих сенсорних пристроїв, які не претендують на високі метрологічні характеристики. А оскільки навколишній світ по своїй природі є аналоговим (очевидно, що тут мова не йде про дуальну природу мікросвіту), сигнальні перетворювачі аналогового сигналу є і залишатимуться визначальними компонентами високопрецизійних та функціонально складних сенсорних пристроїв. Про це свідчать численні сучасні публікації в цій галузі, зокрема у серії видавництва IEEE [26,27,28,30] та процес постійного оновлення аналогових інтегральних схем, зокрема операційних підсилювачів [31,32].

Новим напрямком розвитку сигнальних перетворювачів є їх інтегрування безпосередньо в структуру твердотільної інтегральної схеми інтелектуального сенсора, зокрема в біомедичний катетерний CMOS сенсор потоку крові [33,34].

Однак, як нами було встановлено в процесі літературного аналізу, більшість сигнальних перетворювачів теплових сенсорів потоку в значній мірі не відповідають вимогам сучасної електроніки. Це можна показати на прикладі схеми сигнального перетворювача теплового сенсора потоку біомедичного призначення, наведеного на рисунку 11 [7] (відзначимо, що цитована стаття опублікована у найбільш визнаному в наукових колах журналі по мікроелектронних сенсорах Sensor and Actuator видавництва Elsevier у 2008 р.). Як бачимо, схема сигнального перетворювача вимагає двополярного +/- 15 В джерела живлення, що ніяк не відповідає вимогам до сучасної електроніки (як це вже відзначалося,

сучасні мікроелектронні сенсорні пристрої переважно повинні забезпечувати нормальне функціонування при одноволярному 3 В живленні), сигнальний перетворювач не забезпечує компенсації паразитного впливу сигнальних ліній, наявним є також ряд неоптимальних схемотехнічних рішень.

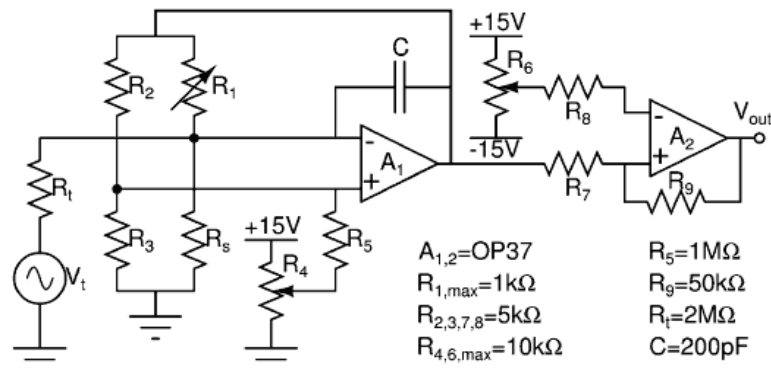


Рисунок 11 – Схема сигнального перетворювача теплового сенсора потоку [7]

6. ОСОБЛИВОСТІ АНАЛІЗУ ТЕМПЕРАТУРНОГО РОЗПОДІЛУ В БІОМЕДИЧНИХ ОБ'ЄКТАХ ПРИ ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНОМУ ВПЛИВІ

Накопичення тепла в біомедичному середовищі, яке складається з дрібних часток в середині оптично однорідного оточення можуть бути поділені на дві компоненти: накопичення тепла в одиничних частинках, які поглинають і накопичення тепла в середовищі (наприклад, біотканина), що оточує ці частинки.

При терапевтичному впливі відбуваються процеси перетворенні електромагнітної енергії лазерного променя в теплову енергію. Це перетворення енергії випромінювання в тепло може бути здійснено в тому випадку, якщо лазерне випромінювання поглинається специфічними тканинами хромофору [29, 35, 36].

Щільність енергії джерела тепла q (Вт/м³) в об'ємі тканини, що опромінюється, є функцією коефіцієнта поглинання α та загальної щільності опромінювання L , що складається з падаючої частини оптичного променя L_c та частини випромінювання з оточуючої тканини, що розсіюється

$$q(r, t) = \alpha [L_c(r, t) + L_s(r, t)]$$

де r - радіус-вектор точки спостереження, t - час.

Перетворена в тепло енергія світла визиває в об'ємі, що опромінюється локальне підвищення температури. Якщо не виникає фазових переходів, то температура T підвищується пропорційно щільності енергії q . Частина тепла відводиться в залежності від температурного градієнту шляхом теплопровідності в більш холодну оточуючу ділянку. За рахунок цього обмежується максимально досягаема температура ділянки, що опромінюється при повній інтенсивності опромінювання, тобто при заданій інтенсивності випромінювання пов'язана певна максимальна температура. Для кожної тканини існує специфічний поріг інтенсивності, який необхідно перейти для досягнення необхідної локальної температури [27, 37, 38].

Внаслідок того, що частина енергії за рахунок теплопровідності і інших процесів транспортується в сусідні області, то нагрівається не тільки об'єм, що опромінюється, але і оточуючі її ділянки. Локальним кровотоком *in Vivo* тепло відводиться від тканини, що опромінюється. Термічні властивості живої тканини визначаються в цілому трьома процесами: теплопровідність; накопичення тепла; відведення тепла судинною системою.

Теплопровідність. Тепло переходить від більш теплих до більш холодних ділянок тканини. Потік тепла dQ/dt прямопропорційний температурному градієнту, тобто в одновимірному випадку в ідеальному однорідному зразку тканини довжини S та поперечному перерізу A до місця з більш низькою температурою T_2 відповідно до формули [29, 40, 41, 42]

$$\frac{dQ}{dt} = \gamma A (T_1 - T_2) / S, \quad (20)$$

де γ - коефіцієнт пропорційності (характеризує теплопровідність)

Таблиця 1

Значення теплопровідності для біологічних речовин

Речовина	γ [Вт/м·К]
Етанол	0,17
Жирова тканина	$\approx 0,3$
Тканина, що містить повітря	$\approx 0,5$
Кров	0,62

Теплопровідність рідин та твердих тіл практично не залежить від температури. Вона підвищується, наприклад, у воді від 0,62 Вт/мК при 37 °С тільки до 0,64 Вт/мК при 57 °С. Що стосується біотканини, то ці значення складають 0,3÷0,5 Вт/мК залежно від концентрації води. Для цього випадку справедливе таке співвідношення

$$\gamma = (0.06 \div 0.057 \omega / \rho),$$

де ρ – щільність тканини (кг/м³); ω – вміст води в тканині (кг/м³).

При перетворенні світлової енергії в теплову прискорюється хаотичний рух атомів та молекул. Передача енергії шляхом теплопровідності здійснюється в напрямку більш низької температури, при цьому більш швидкі молекули в теплій зоні передають кінетичну енергію шляхом зіткнень повільним молекулам в більш холодній зоні тканини.

Накопичення тепла. Властивість тканини приймати та накопичувати тепло описується через питому теплоємність c (кДж/кгК). Ця величина дорівнює кількості тепла Q , що приводить до підвищення температури одиниці маси на 1К

$$c = (1.55 \div 2.8 \omega / \rho).$$

Значення питомої теплопровідності для жиру – 1,930, крові – 3,22.

При фазовому переході уся теплова енергія використовується для подолання міжмолекулярних сил, при цьому температура об'єму, який досліджується, при досягненні температури фазового переходу залишається сталою, доки не закінчиться зміна фаз.

Загальна просторова та часова характеристика температурного розподілу в об'ємі тканини, що опромінюється описується загальним рівнянням теплопровідності [37]

$$\frac{dT}{dt} = (q / \rho c) + (\gamma \nabla^2 T / c) \quad (21)$$

де $\nabla^2 = (d^2 / dx^2 + d^2 / dy^2 + d^2 / dz^2)$ - оператор Лапласа, $q/\rho c$ - температурна зміна в об'ємі, яка пов'язана з поглинанням випромінювання, $\gamma \Delta^2 T / \rho c$ - відповідає температурній зміні, що пов'язана з віддачею тепла в оточуюче середовище.

Температурний розподіл в момент часу t' в точці x' при виділенні кількості тепла Q описується

$$T_o(x, t) = \frac{Q \cdot \exp\left\{-\frac{(x-x')^2}{4\gamma(t-t')}\right\}}{2\rho c(\pi\gamma(t-t'))^{1/2}} = \frac{Qe^{-\frac{(x-x')^2}{4\gamma(t-t')}}}{2\rho c\sqrt{\pi\gamma(t-t')}}. \quad (22)$$

Для поля випромінювання з просторовими та часовими змінами при щільності розподілу тепла $q(x', t')$ отримуємо

$$T(x, t) = \frac{1}{\rho c\sqrt{\pi\gamma}} \int_0^t \int_{-\infty}^{\infty} \frac{q(x', t')}{\sqrt{t-t'}} e^{-\frac{(x-x')^2}{4\gamma(t-t')}} dx' dt' \quad (23)$$

Для практичного розрахунку часової характеристики розподілення локального нагріву вводять час термічної релаксації.

$$\tau = [d^2 \rho c] / \gamma = d^2 / \chi \quad (24)$$

d - глибина біотканини.

Тобто, якщо на поверхню тканини подається короткий імпульс тепла, то проходить час τ , поки на глибині не почнеться відчутний нагрів.

Відведення тепла кровотоком та інші механізми. Теплова енергія з дільниці, що опромінюється відводиться не тільки за рахунок теплопровідності, але також через судинну систему. При цьому кров

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

поступає в об'єм, що опромінюється з нормальною артеріальною температурою і зразу нагрівається до локальної температури в капілярній області [27].

Для оцінювання температурного розподілу під впливом судин вводять час перфузії t_p , тобто час, за який вся кров замінюється в одиниці об'єму тканини. Перенос тепла кровотоком може стати домінуючим фактором при встановленні стаціонарного температурного розподілу, особливо, при безперервному опромінюванні. Вплив кровотока на стаціонарний температурний розподіл має тільки у випадку, коли площа області тканини, яка опромінюється, більше, ніж глибина термічного проникнення. Якщо область опромінювання менше, то перенесення тепла визначається коефіцієнтом теплопровідності. Також тепло може бути відведено шляхом метаболічних процесів, шляхом випаровування води з поверхні та конвекції.

7. ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТЕПЛОВИХ СЕНСОРІВ ПОТОКУ БІОМЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

Сигнальні перетворювачі були експериментально досліджені в ряді пристроїв вимірювання швидкості потоку рідин та газів. Як первинні перетворювачі використовувалися лабораторно виготовлені мініатюрні мідні терморезистори та інтегральні MEMS структури теплових сенсорів потоку, що були виготовлені в рамках наукової співпраці в Інституті Мікро- та Сенсорних систем (IMOS) Університету Отто-фон-Гюріке (м. Магдебург, Німеччина). Фотографія такої структури наведена на рисунку 12. MEMS структура містить центральний нагрівач та розподілені по периферії кристалу чотири терморезистивні елементи. Розмір напівпровідникового кристалу такої структури становить 3 мм × 3 мм.

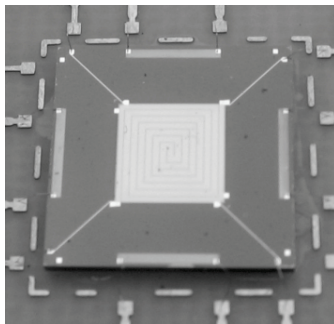


Рисунок 12 – Фотографія інтегральної MEMS структури теплового сенсора потоку

Фотографії дослідного зразку сенсорного пристрою вимірювання потоку та його вузол первинного перетворювача, на основі якого проводилася апробація результатів, наведені на рисунку 13.



а)
Рисунок 13 – Фотографія сенсорного пристрою вимірювання потоку (а)
та його вузол первинного перетворювача (б)

Універсальними компонентами розробленого пристрою вимірювання швидкості потоку є аналого-цифровий перетворювач (АЦП), стабілізатор напруги живлення та інтерфейс з персональним комп'ютером. Реалізація аналого-цифрового перетворювача залежить від вимог щодо точності – при акцентуванні на собівартість вибирають 12-розрядні АЦП, а для унікальних високопрецизійних сенсорів – 24-розрядні, зокрема, розглянуті вище мікроконвертери ADuC824 чи ADuC834 [44]. Стабілізатор

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

напруги повинен відповідати вимогам низьковольтної електроніки і базуватися на схемах формування напруги, чисельно рівній ширині забороненої зони ($V_{REF}=1.2\text{ V}$) – це, зокрема, інтегральна схема стабілізатора з низьким падінням напруги на керуючому елементі ADP3367AR. Для реалізації інтерфейсу вибрано універсальний послідовний USB мікроконтролер FT232R компанії FTDI. Питання інженерної реалізації універсальних компонентів сенсорного пристрою потоку є доволі універсальними для більшості сучасних мікроелектронних сенсорів для біомедичного призначення.

Сигнальний перетворювач є доцільними при необхідності реалізувати сенсори для широкого діапазону вимірювання швидкості потоків, що забезпечується керованим розігрівом терморезисторів. Цей тип перетворювача є доцільним, також, в сенсорах біомедичного призначення при обмеженні максимальної температури розігріву потоку та актуальності обмежити енергоспоживання. Це реалізується широким рядом імпульсних, зокрема Sleep Mode [36], режимами роботи.

ВИСНОВКИ

1. Показано, що теплові сенсори потоку характеризуються високою конструктивно-технологічною сумісністю з апаратурою біомедичного призначення і, порівняно з іншими типами сенсорів потоку, в найбільш повній мірі відповідають вимогам до цієї апаратури.
2. Розроблено та оптимізовано режими роботи високочутливого диференційного термометра – універсального пристрою вимірювання різниці температур, зокрема для реалізації теплових сенсорів потоку, засобів біохімічного аналізу, теплопровідності тощо. Диференційний термометр характеризується високою роздільною здатністю вимірювання різниці температур.
3. Розроблені сигнальні перетворювачі у повній мірі відповідають вимогам до сучасної апаратури біомедичного призначення та енергоекономної низьковольтної електроніки (однополярне ЗВ живлення), забезпечують незначний тепловий вплив на середовище потоку та реалізуються на новітній елементній базі – високопрецизійних CMOS rail-to-rail операційних підсилювачах, двонаправлених мультиплексорах типу ADG, мікроконвертерах типу ADuC, потужних D-MOS HEX FET транзисторах тощо.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Highly linear Microelectronic Sensors Signal Converters Based on Push-Pull Amplifier Circuits / edited by Waldemar Wojcik and Sergii Pavlov, Monograph, (2022) NR 181, Lublin, Comitet Inzynierii Srodowiska PAN, 283 Pages. ISBN 978-83-63714-80-2.
2. E. L. Upp, Paul J. LaNasa. Fluid flow measurement: a practical guide to accurate flow measurement. – Gulf Professional Publishing. 2002. – 264 p.
3. B.W. van Oudheusden. Silicon thermal flow sensors // Sensors and Actuators A: Phys. – 1992. № 30. – PP. 5–26.
4. M. Ashauer, H. Glosch, F. Hedrich, N. Hey, H. Sandmaier, W. Lang. Thermal flow sensor for liquids and gases based on combinations of two principles // Sensors and Actuators A. – 1999. Vol. 73. – PP. 7-13.
5. F. Jiang, Y.-C. Tai, C.-M. Ho, R. Karan, M. Garstenauer. Theoretical and experimental studies of micromachined hot-wire anemometers // International Electron Devices Meeting (IEDM), San Francisco, December 11–14. – 1994. PP. 139-142.
6. J.J. van Baar, R.W. Wiegerink, T.S.J. Lammerink, G.J.M. Krijnen, M. Elwenspoek. Micromachined structures for the thermal measurements of fluid and flow parameters // J. Micromech. Microeng. – 2001. – № 11. – PP. 311–318.
7. Ellis Menga, Po-Ying Li, Yu-Chong Tai. A biocompatible Parylene thermal flow sensing array // Sensors and Actuators A. – 2008. № 144. –PP. 18–28.
8. J. Desing Lindgren. Sensor communication technology towards ambient intelligence // Measurement Science and Technology. – 2005. – Vol. 16. – PP. 37-46.
9. S. Dusad, S.N. Diggavi., Al-Dhahir N., Calderbank A.R. Diversity Embedded Codes: Theory and Practice // IEEE Journal of selected topics in signal processing. – 2008. – Vol. 2. № 2.– PP. 202-219.
10. S. Naffziger. Microprocessors of the future: Commodity or engine growth? // Solid-State Circuits Magazine, IEEE. – 2009. – Vol. 1. № 1.– PP. 76-82.
11. Intelligent instrumentation products. The Handbook of Personal Computer. Instrumentation for Data Acquisition. Test. Measurement and Control. – Burr-Brown Corp. and Intelligent Instrumentation Inc, 1989.
12. John Brignell, Neil While. Intelligent Sensor System. – Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia. IOP Publishing. 1996.

13. J. Lunze. Notion of the state in systems theory and artificial intelligence // *Intelligent Systems Engineering*. 1994. – Vol. 3. № 4.– PP. 201-210.
14. Fei-Yue Wang. Intelligent Systems in a Connected World // *Intelligent Systems Engineering*. 2009. – Vol. 24. № 1.– PP. 2-4.
15. Xiao Fan Wang, Guanrong Chen. Complex networks: small-world, scale-free and beyond // *Circuits and Systems Magazine, IEEE*. – 2003. – Vol. 3. № 1.– PP. 6- 20.
16. B. Ayazifar. Can we make signals and systems intelligible, interesting, and relevant? // *Circuits and Systems Magazine, IEEE*. – 2009. – Vol. 9, № 1.– PP. 16- 18.
17. Collins Luke. Cut the cord // *Electronics*. – 2007. – Vol. 5. № 6.– PP. 42-46.
18. E.Y. Song, Kang Lee. Understanding IEEE 1451-Networked smart transducer interface standard - What is a smart transducer//*Instrumentation & Measurement Magazine, IEEE*.–2008.–Vol.11.№ 2.–PP. 11-17.
19. Sevenhans Jan, Craninckx Jan. Europe's Analog Design Experts Convened at 16th AACD Workshop // *Solid-State Circuits Newsletter, IEEE*. – 2007. – Vol. 12. № 3. – P.30.
20. Nauta Bram. Analog IC Design at the University of Twente // *Solid-State Circuits Newsletter, IEEE*. – 2007. – Vol. 12. № 1. – PP. 5-10.
21. Gang Liu, Haldi P., Tsu-Jae King Liu, Niknejad A.M. Fully Integrated CMOS Power Amplifier With Efficiency Enhancement at Power Back-Off // *Journal of Solid-State Circuits, IEEE*. – 2008. – Vol. 43. № 3. – PP.600-609.
22. L. Ferreira, T. Pimenta, R. Moreno. CMOS implementation of precise sample-and-hold circuit with self-correction of the offset voltage // *Circuits, Devices and Systems, IEE Proceedings*. – 2005. – Vol. 152. № 5. – PP. 451- 455.
23. Lu Chih-Wen A Rail-To-Rail Class-AB Amplifier With an Offset Cancellation for LCD Drivers // *Journal of Solid-State Circuits, IEEE*. – 2009. – Vol. 44. № 2.– PP. 525-537.
24. R. Rashidzadeh, R. Muscedere, M. Ahmadi, W. C Miller. A Delay Generation Technique for Narrow Time Interval Measurement // *Instrumentation and Measurement, IEEE*. – 2009. – Vol. 58. № 7. – PP. 2245-2252.
25. B.R. Lin, C.L. Huang. Analysis and implementation of a novel soft-switching pulse-width modulation converter // *Power Electronics, IET*. – 2009. – Vol. 2. № 1.– PP. 90-101.
26. Zero-Drift Single-Supply Rail-to-Rail Input/Output Operational Amplifier AD8551/52/54. Data sheet. [Електронний ресурс]: www.analog.com.
27. General-Purpose CMOS Rail-to-Rail Amplifiers AD8541/42/44. Data sheet. [Електронний ресурс]: www.analog.com.
28. Sensors of electromagnetic radiation for biotechnical research / G.S. Tymchyk, V.I. Skytsyuk, M.A Weintraub, T.R. Klochko - K.: MP Lesya, 2004. - 64 p.
29. Applied laser medicine // H. Bermen, H. Muller. - M: Interexper, 1997.
30. Z.Yu. Gotra, R.L. Holyaka, S.S. Kulenko, V.E. Erashok. Controller of the temperature regime of thermo-anemometric flow sensors // *Elektronika i svyaz*. – 2009. – No. 2-3. - P.22-27.
31. Z.Yu. Gotra, R.L. Holyaka, S.V. Pavlov, S.S. Kulenko. Principles of electrothermal modeling of electronic circuits with dynamic self-heating of elements // *Electronics. Bulletin of the Lviv Polytechnic National University*. - 2009. - No. 646. - P.57-65.
Z.Yu. Gotra, R.L. Holyaka, S.V. Pavlov, S.S. Kulenko. Microelectronic thermal flow sensors in biomedical research // *Measuring and computing technology in technological processes*. – 2008. – No. 2. – P. 122 – 128.
32. Z.Yu. Gotra, R.L. Holyaka, S.V. Pavlov, S.S. Kulenko, O.V. Manus Differential thermometer with high resolution // *Technology and construction in electronic equipment*. - 2009. - No. 6 (84). - P. 19 - 23.3.Ю.
33. *Information Technology in Medical Diagnostics* //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
34. Mohamed Gad-el-Hak. *Flow Control: Passive, Active, and Reactive Flow Management*. – Cambridge University Press. 2000. – 421 p.
35. W. Wójcik, S. Pavlov, M. Kalimoldayev. *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
36. *Highly linear Microelectronic Sensors Signal Converters Based on Push-Pull Amplifier Circuits* / edited by Waldemar Wojcik and Sergii Pavlov, Monograph, (2022) NR 181, Lublin, Comitet Inzynierii Srodowiska PAN, 283 Pages. ISBN 978-83-63714-80-2.
37. *Analog microcircuit technology of measuring and sensor devices* / [ed. Z. Gotry, R. Holyaka]. — Lviv: Ed. State University "Lviv Polytechnic", 1999. — 364 p.
38. Sergii Pavlov, Oleg Avrunin, Oleksandr Hrushko and etc. System of three-dimensional human face images formation for plastic and reconstructive medicine // *Teaching and subjects on bio-medical engineering Approaches and experiences from the BIOART-project Peter Arras and David Luengo*

- (Eds.), 2021, Corresponding authors, Peter Arras and David Luengo. Printed by Acco cv, Leuven (Belgium). - 22 P. ISBN: 978-94-641-4245-7.
39. Vasyly V. Kukharchuk, Sergii V. Pavlov, Volodymyr S. Holodiuk, Valery E. Kryvonosov, Krzysztof Skorupski, Assel Mussabekova, and Gaini Karnakova. 2022. "Information Conversion in Measuring Channels with Optoelectronic Sensors" *Sensors* 22, no. 1: 271. <https://doi.org/10.3390/s22010271>
 40. O.G. Avrunin, Y.V. Nosova, S.V. Pavlov, N.O. Shushliapina, and etc. Research Active Posterior Rhinomanometry Tomography Method for Nasal Breathing Determining Violations. *Sensors* 2021, 21, 8508. doi: 10.3390/s21248508, <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/24/8508>.
 41. O.G. Avrunin, Y.V. Nosova, S.V. Pavlov, and etc. Possibilities of Automated Diagnostics of Odontogenic Sinusitis According to the Computer Tomography Data. *Sensors* 2021, 21, 1198. <https://doi.org/10.3390/s21041198>.
 42. Vasyly V. Kukharchuk, Sergii V. Pavlov, Samoil Sh. Katsyv, and etc. "Transient analysis in 1st order electrical circuits in violation of commutation laws", PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY, ISSN 0033-2097, R. 97 NR 9/2021, p. 26-29, doi:10.15199/48.2021.09.05.
 43. Sensors of electric magnetic radiation for bioengineering research / G. S. Tymchyk; V. I. Skytsiuk, M. A. Waintraub, T. R. Klochko. – K. : S.E. Lesia, 2004. – 64 p.
 44. O. V. Osadchuk Microelectronic frequency converters on the base of the transistor structures with negative resistance / O. V. Osadchuk. – Vinnytsia: UNIVERSUM- Vinnytsia, 2000. – 303 p.
 45. ADuC824. MicroConverter, Dual-channel 16-/24-Bit ADCs with Embedded FLASH MCU.. Analog Devices, Inc. [Електронний ресурс]: <http://www.analog.com>.

Надійшла до редакції 8.02.2022р.

ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ – д.т.н., професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, [*e-mail: psv@vntu.edu.ua*](mailto:psv@vntu.edu.ua)

ВУЙЦІК ВАЛЬДЕМАР – д.т.н., професор, директор Інституту електроніки та інформаційних технологій, Люблінський технологічний університет, Почесний професор ВНТУ, ВНМУ ім. М. Пирогова, [*e-mail: waldemar.wojcik@pollub.pl*](mailto:waldemar.wojcik@pollub.pl)

ГОЛЯКА РОМАН ЛЮБОМИРОВИЧ – д.т.н., професор кафедри електронних пристроїв інформаційно-комп'ютерних технологій, Національний університет «Львівська Політехніка» [*e-mail: roman.I.holiaka@lpnu.ua*](mailto:roman.I.holiaka@lpnu.ua)

ТИТОВА НАТАЛІЯ ВОЛОДИМИРІВНА – д.т.н., професор, завідувачка кафедри біомедичної інженерії, Національний університет «Одеська політехніка», [*e-mail: tnv.titova@gmail.com*](mailto:tnv.titova@gmail.com)

НИКИФОРОВА ЛАРИСА ЄВГЕНІВНА – д.т.н., професор кафедри автоматики та робототехнічних систем ім. академіка І.І. Мартиненка, Національний університет біоресурсів та природокористування України, [*e-mail: profnikiforova@gmail.com*](mailto:profnikiforova@gmail.com)

АЗАРОВ ОЛЕКСІЙ ДМИТРОВИЧ – Заслужений працівник освіти України, д.т.н., професор, завідувач кафедри обчислювальної техніки, Вінницький національний технічний університет, [*e-mail: azarov.olexix@gmail.com*](mailto:azarov.olexix@gmail.com)

ТЕРЕЩЕНКО МИКОЛА ФЕДОРОВИЧ – к.т.н., доцент кафедри виробництва, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", [*e-mail: vp_pbf@kpi.ua*](mailto:vp_pbf@kpi.ua)

ХОЛІН ВОЛОДИМИР ВІКТОРОВИЧ – к.т.н., директор ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси, [*e-mail: info@fotonikaplus.com.ua*](mailto:info@fotonikaplus.com.ua)

БОГОМОЛОВ МИКОЛА ФЕДОРОВИЧ – к.т.н., доцент кафедри біомедичної інженерії, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", [*e-mail: nbogom@yahoo.com*](mailto:nbogom@yahoo.com)

КОМАРОВА ОЛЬГА СЕРГІЇВНА – аспірант, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", науковий співробітник ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси, [*e-mail: komarova.ollha@gmail.com*](mailto:komarova.ollha@gmail.com)