

СЕНСОР РІЗНИЦЕВОЇ ТЕМПЕРАТУРИ БІОМЕДИЧНОГО ДИФЕРЕНЦІЙНОГО СКАНУЮЧОГО КАЛОРИМЕТРА

© Готра Зенон¹, Голяка Роман¹, Бойко Оксана², Вістак Марія³

¹ Національний університет «Львівська політехніка», кафедра електронних приладів,
вул. С. Бандери, 12, 79013, Львів, Україна.

² Львівський Національний медичний університет, кафедра медичної інформатики,
вул. Пекарська, 69, 79010, Львів, Україна.

³ Львівський Національний медичний університет, кафедра біофізики,
вул. Пекарська, 69, 79010, Львів, Україна.

Розглянуті питання побудови сенсора різницевої температури диференціального скануючого калориметра. Первинний перетворювач базується на біполярних транзисторних структурах, що формують схему диференціального каскаду. Представлені результати модельних та експериментальних досліджень. Диференціальний каскад сенсора температури реалізовано на n-p-n транзисторах у мікрокорпусному конструктиві SOT23 з розмірами приблизно 1 x 2 x 3 (мм). Роздільна здатність вимірювання різниці температур становить 0,001 °C. Перевагами запропонованого сенсора є його мініатюрність, висока чутливість і лінійність функції перетворення.

Ключові слова: сенсор температури, диференціальна скануючи калориметрія, біомедицина електроніка.

Рассмотрены вопросы построения сенсора разностной температуры дифференциального сканирующего калориметра. Первичный преобразователь базируется на биполярных транзисторных структурах, которые формируют схему дифференциального каскада. Представлены результаты модельных и экспериментальных исследований. Дифференциальный каскад сенсора температуры реализовано на n-p-n транзисторах в микрокорпусах SOT23 с размерами приблизительно 1 x 2 x 3 (мм). Разрешающая способность измерения разности температур становит 0,001 °C. Преимуществами предложенного сенсора является его миниатюрность, высокая чувствительность и линейность функции преобразования.

Ключевые слова: сенсор температуры, дифференциальная сканирующая калориметрия, биомедицинская электроника.

The different temperature sensor of a differential scanning calorimeter is developed. The primary transducer is based on bipolar transistor structures configured in differential stage circuit. Results of simulation and experimental investigation are described. The differential stage circuit of temperature sensor is composed on n-p-n transistors in SOT23 microcases with dimensions about 1 x 2 x 3 (mm). Resolution of differential temperature measurement is 0.001 °C. Advantages of the sensor are diminutiveness, high sensitivity and linearity of transduction function.

Вступ та мета Значна кількість сучасних сенсорів температури в діапазоні вимірювання від -50°C до +120°C в якості первинних перетворювачів використовують напівпровідникові біполярні та польові транзисторні структури [1]. Інформативною величиною температури таких сенсорів служать температурні залежності напруги на p-n переходах транзисторної структури, порогової напруги, вихідних та вхідних струмів, коефіцієнтів підсилення, коефіцієнтів перерозподілу струмів в транзисторних каскадах тощо [2-5].

В даній роботі розглянуті питання побудови, моделювання та дослідження біомедичного сенсора різницевої температури на біполярних транзисторних структурах [6]. Такі сенсори різницевої температури широко використовуються, зокрема, в термоанемометрах – засобах вимірювання параметрів потоку рідин чи газів [7, 8], та диференціальних скануючих калориметрах – засобах хімічного, біохімічного та структурного аналізу досліджуваних речовин [9] (полімерів, білків тощо).

Так, диференціальна скануюча калориметрія (ДСК) базується на вимірюванні кількості енергії, поглиненої зразком або, що виділилася зі зразка, при неперервному підвищенні чи зниженні температури. Серед сучасних пристроїв, що забезпечують автоматизацію ДСК є, зокрема, диференційний скануючий калориметр Diamond DSC компанії PerkinElmer [10].

За останній час ДСК знайшла своє використання в інформаційно-вимірювальних системах (ІВС) біомедичного призначення. З їх допомогою проводять якісний та кількісний аналіз фармацевтичних засобів, білків, кісткової тканини, м'язів тощо [11, 12]. Нажаль, існуючі пристрої ДСК не в повній мірі забезпечують вимогам біомедичної сенсорики. Особливістю останньої є необхідність зменшення мінімально допустимої маси досліджуваної речовини (до декількох грам і менше), підвищення точності вимірювання, а також, відповідність вимогам сучасної біомедичної мікроелектроніки.

В рамках даної роботи поставлена задача модельного та експериментального дослідження сенсора температури біомедичної ІВС ДСК на транзисторних структурах. Сучасні транзистори характеризуються гранично малими розмірами (від міліметрів і до мікрометрів), а сигнальні перетворювачі термометрів на їх основі, забезпечують суттєво вищу, у порівнянні з терморезисторами чи термопарами, температурну чутливість [13]. Крім того, використання транзисторів відкриває можливість інтегрування двох функцій калориметра в одній структурі – вимірювання температури та її контрольованого нагріву. Мова йде про пристрої з саморозігрівом – транзисторна структура може використовуватися, як джерелом тепла внаслідок її саморозігріву струмом живлення, так і сенсором температури.

Аналіз досліджень. Для реалізації вузла первинного вимірювального перетворення температури ДСК використано схему диференціального каскаду на біполярних транзисторних структурах. Як буде показано далі, схема диференціального транзисторного каскаду дозволяє сформувати набір сигналів, що є інформативними параметрами, як диференціальної (різницевої) так і абсолютної температури. Саме за цими температурами проводять ДСК аналіз досліджуваних біопроб.

Диференційний каскад на двох біполярних транзисторах з об'єднаними емітерами описується рівняннями [2]

$$I_{C1} = \alpha_1 I_{E1}; I_{C2} = \alpha_2 I_{E2}; I_{E1} + I_{E2} = I_{\Sigma E},$$

де: I_{C1} , I_{E1} – колекторний та емітерний струми транзистора T_1 ; I_{C2} , I_{E2} – аналогічно для транзистора T_2 ; α_1 , α_2 – коефіцієнти передачі струму цих транзисторів (типово $\alpha = 0,99..0,995$); $I_{E1} = I_{SE10} \exp\left(\frac{V_{BE1}}{m_1 \phi_T} - 1\right)$; $I_{E2} = I_{SE20} \exp\left(\frac{V_{BE2}}{m_2 \phi_T} - 1\right)$

– залежності емітерних струмів транзисторів від напруги V_{BE1} , V_{BE2} їх емітерно-базових р-п переходів; I_{SE10} , I_{SE20} , m_1 , m_2 – відповідно, струми насичення та коефіцієнти неідеальності цих р-п переходів; $\phi_T = \frac{kT}{q}$ – температурний потенціал; k – постійна Больцмана; T – абсолютна температура; q – заряд електрона; $I_{\Sigma E}$ – сумарний струм, що втікає в емітерні р-п переходи транзисторів і задається стабілізуючим резистором емітерних кіл транзисторів.

Схема та приклад модельного дослідження колекторних струмів I_{C1} , I_{C2} транзисторів від різниці напруг $dV_{in} = V_{BE1} - V_{BE2}$ диференціального каскаду наведено на рис. 1. Тут і надалі в наведених у статті даних, модельні дослідження проводилися з використанням SPICE моделей біполярних транзисторів в пакеті програм схемного моделювання Micro-Cap Spectrum Software. Цей пакет є одним з найбільш розповсюджених, підтримує SPICE синтаксис, має широку бібліотеку компонентів та зручний графічний інтерфейс [14]. У відповідності до SPICE синтаксису колекторні струми транзисторів Q1, Q2 (назви біполярних транзисторів повинні починатися з літери Q) показані умовними позначеннями "IC(Q1)" та "IC(Q2)", позначення "m" по осі X означає мілівольти, а "u" по осі Y – мікроамperi. Можна бачити, що продемонстровані залежності колекторних струмів, характеризуючись функціями гіперболічного тангенсу, є суттєво нелінійними.

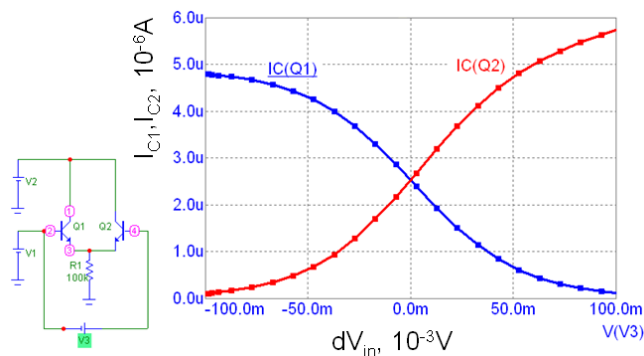


Рис. 1. Схема та залежності колекторних струмів транзисторів від різниці напруг диференціального каскаду

Інформативним сигналом диференціальної температури є різниця колекторних струмів $\Delta I_C(T) = I_{C2}(T) - I_{C1}(T)$ транзисторів, що обумовлена відповідною різницею температур транзисторних структур диференціального каскаду. Натомість, інформативним сигналом абсолютної температури є сумарний колекторний струм транзисторів. Температурно залежними параметрами транзисторів, що визначають інформативні сигнали є $I_{SE0}(T)$, $\phi_T(T)$, $\alpha(T)$.

Модельні дослідження

Основою подальших модельних досліджень є визначення температурних залежностей вихідних сигналів диференціального каскаду. Ця задача вирішується з використанням параметру відносної температури елементів, що і визначає можливість моделювання пристрою вимірювання різницевої температури. В модельних дослідженнях, типово, відносна температура елементу описується величиною T_REL_GLOBAL .

В процесі модельних досліджень відносну температуру T_REL_GLOBAL здебільшого використовують в якості аргументу функціональної залежності (Variable 1). В такому типі досліджень задається діапазон зміни температури T_REL_GLOBAL та крок виводу числових даних - Range:6,-6,1 (рис. 2). У відповідності до синтаксису MicroCAP першою величиною є максимальне значення T_REL_GLOBAL (в даному випадку $6^\circ C$), другою величиною - мінімальне значення ($-6^\circ C$), а третьою величиною – крок виводу числових значень ($1^\circ C$).

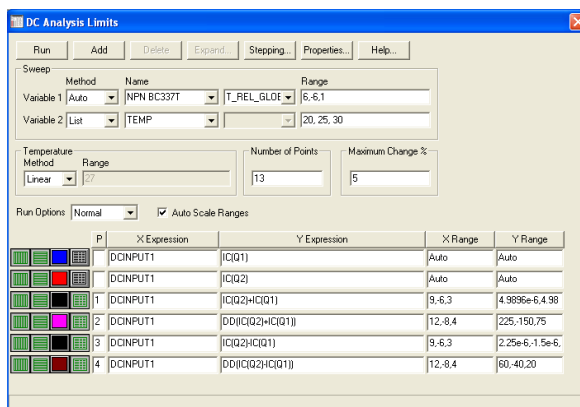


Рис. 2. Вікно DC Analysis Limits з специфікованими двома змінними: Variable 1 (Auto) NPN BC337T та Variable 2 (List) T_REL_GLOBAL

Особливістю більшості проведених нами досліджень, результати яких приведені далі, є використання температури не лише в якості аргументу функціональних залежностей, але і в якості величини, покрокова зміна якої визначає сімейство температурних характеристик. Зокрема, аргументом може бути відносна температура транзистора диференціального каскаду, що визначає різницеву температуру dt , а величина, що визначає сімейство температурних характеристик – абсолютна температура. Такі дослідження дозволяють визначити чутливість

сенсора до різничевої температури при зміні абсолютної температури.

Далі наведені характерні результати проведених нами модельних досліджень. Зокрема, залежності сумарного $I_{\Sigma} = I_{C1} + I_{C2}$ та різничевого $I_D = I_{C1} - I_{C2}$ значень струму колекторів транзисторів диференціального каскаду від різниці температур dt при дискретних значеннях абсолютної температури $t = 20^{\circ}\text{C}$, 50°C , 80°C наведені, відповідно, на рис. 3 та рис. 4. З метою зручності результати досліджень даються у шкалі Цельсія з позначенням відповідно до цієї шкали - відносної $dt, ^{\circ}\text{C}$ та абсолютної $t, ^{\circ}\text{C}$ температур. Моделювання проводилося шляхом зміни відносної температури T_REL транзистора Q1 в межах $\pm 5^{\circ}\text{C}$.

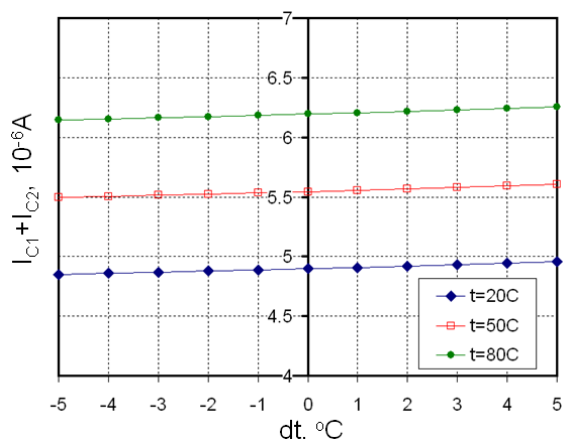


Рис. 3. Залежність суми колекторних струмів $I_{C1}+I_{C2}$ диференціального каскаду від різниці температур dt при $t = 20^{\circ}\text{C}$, 50°C , 80°C .

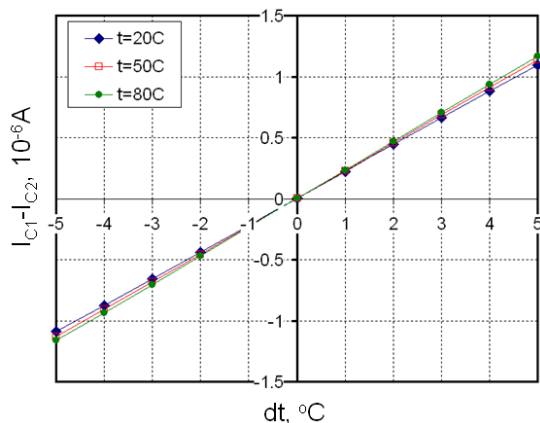


Рис. 4. Залежність різниці колекторних струмів $I_{C1}-I_{C2}$ диференціального каскаду від різниці температур dt при $t = 20^{\circ}\text{C}$, 50°C , 80°C .

Можна бачити, що як різницевий $I_{C1}-I_{C2}$, так і сумарний $I_{C1}+I_{C2}$ струми характеризуються доволі лінійною залежністю від різничевої температури dt , причому, різницевий струм практично не залежить від абсолютної температури t , а сумарний струм характеризується залежністю, як від різниці температур dt , так і від абсолютної температури t . Отримані результати модельного дослідження свідчать про можливість використання диференціального каскаду для вимірювання, як різничевої так і абсолютної температур, причому для розрахунку цих температур за результатами вимірювань можливим є використання математичних моделей з лінійними функціональними залежностями.

Встановлено типові закономірності – приріст сумарного значення струму I_{Σ} абсолютної температури на $t = 1^{\circ}\text{C}$ приблизно становить $0,02 \mu\text{A}$, а при зміні різничевої температури $dt = 1^{\circ}\text{C}$ - $0,01 \mu\text{A}$ (при напрузі початкового зміщення базових кіл транзисторів $V1 = 1\text{В}$, напрузі живлення $V2 = 3\text{В}$ та опорі резистора емітерного кола $R1 = 100 \text{ k}\Omega$).

Більш детальний аналіз, що реалізується шляхом диференціювання різницевого значення струму $d(I_{C1} - I_{C2})/d(dt)$, показує певну нелінійність функції різницевого струму та її нестабільність при зміні абсолютної температури (рис. 5). В діапазоні різницевої температури $dt = 5^\circ\text{C}$ нелінійність функції орієнтовно становить $0,01 \text{ мкА}$ (усереднено – $0,002 \text{ мкА}$ на 1°C), а при зміні абсолютної температури на 30°C (зокрема, при зростанні з $t = 20^\circ\text{C}$ до $t = 50^\circ\text{C}$) нестабільність чутливості до різницевої температури орієнтовно становить $0,009 \text{ мкА}$ (усереднено – $0,0003 \text{ мкА}$ на 1°C). І хоч значення виявленої в ході проведених нами досліджень нестабільності функції перетворення є незначною, все ж у високопрецизійних термометрах різницевої температури ця нестабільність зумовлює необхідність використання спеціальних математичних моделей, що враховують вказану нестабільність функції перетворення.

Зокрема, якщо сенсор різницевої температури був відкаліброваним при абсолютній температурі $t = 0^\circ\text{C}$, то похибка вимірювання різницевої температури при зростанні абсолютної температури до $t = 100^\circ\text{C}$ буде визначатися похибкою крутизни функції перетворення $0,0003 \text{ мкА} \times 100^\circ\text{C} = 0,03 \text{ мкА}$ на 1°C . В першому наближенні це відповідає похибці вимірювання різницевої температури $0,03/0,22 \approx 0,13^\circ\text{C}$.

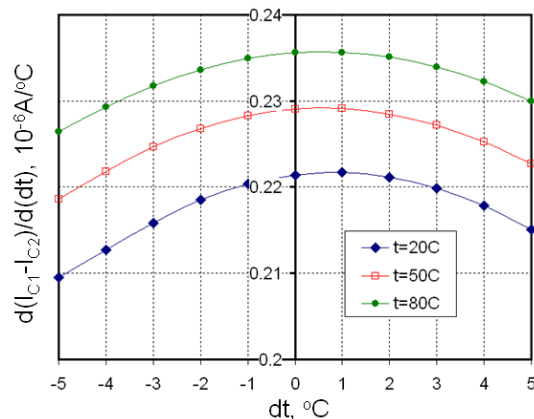


Рис. 5. Залежність крутизни функції різниці колекторних струмів $(I_{C1} - I_{C2})/dt$ диференціального каскаду від різниці температур dt при $t = 20^\circ\text{C}$, 50°C , 80°C .

В процесі досліджень нами встановлено, що вказана нестабільність функції перетворення залежить від режимів зміщення диференціального каскаду і в значній мірі може бути мінімізованою шляхом оптимізації такого зміщення.

Практична реалізація та експериментальні дослідження

Дослідний взірць ІВС ДСК реалізовано з використанням високопрецизійної вимірювальної системи High precision measurement system на основі 24-розрядного мікроконвертера. Диференційний каскад сенсора температури біомедичного калориметра реалізовано на n-p-n транзисторах у мікрокорпусному конструктиві SOT23 з розмірами приблизно $1 \times 2 \times 3$ (мм). Саме таке мікрокорпусне виконання дозволяє створити зонди ДСК для дослідження мікропроб, що є неможливим у серійних моделях калориметрів.

Транзистори були змонтовані на зонди, зовнішній вигляд яких приведено на рис. 6. З метою подальшого зменшення розмірів можуть використовуватися безкорпусні транзистори у „підвішеному” конструктивному виконанні чи з MEMs конструктивно-технологічній базис, зокрема мембранну конструкцію структури.

Крім диференційного каскаду в склад ІВС ДСК входить сигнальний підсилювач на основі 24-розрядного аналого-цифрового перетворювача з вбудованим мікроконтролером типу ADuC834, USB інтерфейс та персональний комп’ютер зі спеціалізованим програмним забезпеченням. Приклади результатів вимірювання різницевої та абсолютної температури ДСК в процесі біохімічних досліджень наведені на рис. 7.

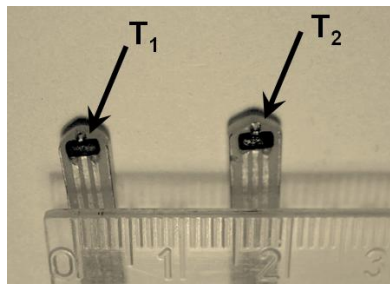


Рис. 6. Фотографія зовнішнього вигляду зондів ІВС ДСК

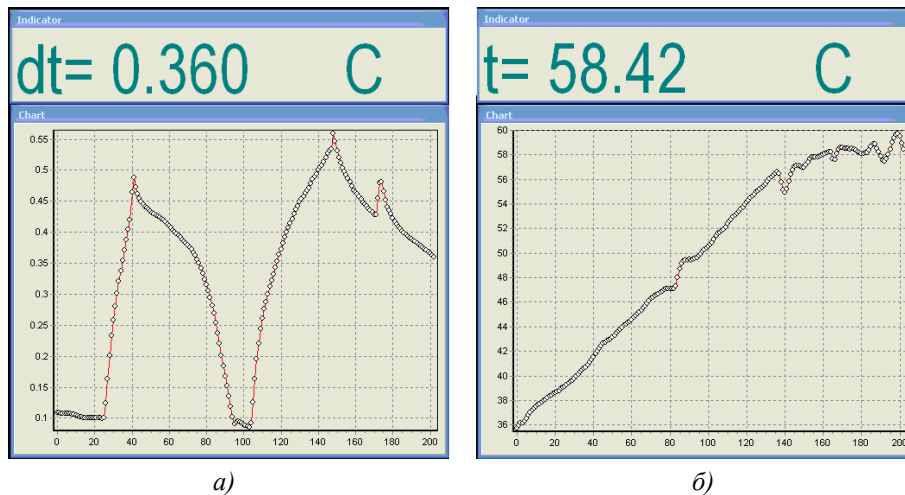


Рис. 7. Приклади результатів вимірювання різницевої (а) та абсолютної температури (б) ДСК в процесі біохімічних досліджень

Проведені експериментальні дослідження підтвердили можливість реалізації сенсора температури ДСК на диференціальному каскаді та лінійність температурних залежностей його сигналів. Основними експлуатаційними характеристиками сенсора температури є: діапазон вимірювання різниці температур: А) $\pm 10^{\circ}\text{C}$, Б) $\pm 30^{\circ}\text{C}$; роздільна здатність вимірювання різниці температур: не гірше $0,001^{\circ}\text{C}$; робочий діапазон: від мінус 40°C до плюс 100°C ; напруга живлення: $5\text{ В} \pm 10\%$; інтерфейс: USB.

Висновки

Показана можливість побудови сенсора температури ДСК на біполярних транзисторних структурах. Проведені модельні дослідження вихідних сигналів диференціального каскаду від різницевої та абсолютної температур. Показана лінійність залежностей цих сигналів від температури. Дослідний взірець ІВС ДСК реалізовано з використанням високопрецизійної вимірювальної системи High precision measurement system на основі 24-розрядного мікроконвертера. Диференційний каскад сенсора температури біомедичного калориметра реалізовано на п-р-п транзисторах у мікрокорпусному конструктиві SOT23 з розмірами приблизно $1 \times 2 \times 3$ (мм). Роздільна здатність вимірювання різниці температур ІВС становить $0,001^{\circ}\text{C}$.

В подальшому планується апробація представленого сенсора різницевої температури в біохімічному диференціальному скануючому калориметрі та аналіз конкурентоздатності вказаного сенсора в порівнянні з аналогами.

Література

1. Pertijs, M.A.P.; Niederkorn, A.; Xu Ma; McKillop, B.; Bakker, A.; Huijsing, J.H. A CMOS smart temperature sensor with a 3σ inaccuracy of $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ from -50°C to 120°C // IEEE Journal of Solid-State Circuits. – Vol. 40. Issue 2. – 2005. – PP. 454 – 461.

2. Аналогова мікросхемотехніка вимірювальних та сенсорних пристроїв / За ред. Готри З., Голяки Р. – Львів: Вид. Державного університету "Львівська політехніка", 1999. –364с.
3. Gotra Z.Yu., Holyaka R.L., Gladoun M.R. et al. Controlled voltage source with relative temperature scale // International Journal of Microcircuits & Electronic Packaging.- IMAPS. 1997. – Vol.20. -№ 3 – PP.447-452.
4. Готра З.Ю., Голяка Р.Л., Халавка А.И. Монолитные полупроводниковые интегрированные цепи на эффектах теплопередачи // Известия ВУЗов "Радиоэлектроника". – 1999. –Том 42. № 1-2. – С.59-65.
5. Gotra Z.Yu., Holyaka R.L., Khalavka A.I. et al. Application of the heat-transfer process to monolithic low-frequency IC design // Journal of Electrical Engineering. 1997. – Vol.48. – № 11-12. – PP.307-311.
6. Husak, M.; Jakovenko, J.; Boura, A. Sensor system with differential arrangement of temperature MOS sensor // IEEE International Conference on Industrial Technology. ICIT 2005. - 2005. – PP. 438 – 442.
7. Sosna, C.; Buchner, R.; Lang, W. A Temperature Compensation Circuit for Thermal Flow Sensors Operated in Constant-Temperature-Difference Mode // IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. – Vol. 59. Issue. 6. – 2010. – PP. 1715 – 1721.
8. Мікроелектронні сигнальні перетворювачі теплових сенсорів потоку: монографія / З.Ю.Готра, С.В.Павлов, Р.Л.Голяка та ін.. – Вінниця: ВНТУ, 2012. – 240 с.
9. Behme Robert, Brooke Dana. Heat of Fusion measurement of a low melting polymorph of carbamazepine that undergoes multiple phase changes during DSC analysis // J. Pharm Sci. – 2006. - Vol 80. - Issue 10. PP. 986-990.
10. Bruce Cassel, Robert Packer. Modulated Temperature DSC and the DSC 8500: A Step Up in Performance // PerkinElmer, Inc. <http://las.perkinelmer.com/> .
11. Левицкий Д. И. Применение метода дифференциальной сканирующей калориметрии для структурно-функциональных исследований мышечных белков // Успехи биологической химии. – 2004 - Т. 44 - С.133—170.
12. Жнякина Л.Е., Мощенский Ю.В., Ткаченко М.Л. и др. Система дифференциальной сканирующей калориметрии для исследования лекарственных объектов // Химико-фармацевтический журнал - 2005. - № 11. - С.46-49.
13. Готра З. Ю., Голяка Р. Л., Павлов С.В., Куленко С.С., Манус О.В. Дифференциальный термометр с высокой разрешающей способностью // «Технология и конструирование в электронной аппаратуре» - Одесса. 2009 – №6 – С. 19-23.
14. Micro-Cap 7.0, 8.0, 9.0 Electronic Circuit Analysis Program. Reference Manual. Spectrum Software. 2001, 2005, 2008. www.spectrum-soft.com.