

УДК 621.382

## СЕНСОР РІЗНИЦЕВОЇ ТЕМПЕРАТУРИ БІОМЕДИЧНОГО ДИФЕРЕНЦІЙНОГО СКАНУВАЛЬНОГО КАЛОРИМЕТРА

О́ Зенон Готра<sup>1</sup>, Роман Голяка<sup>1</sup>, Оксана Бойко<sup>2</sup>, Марія Вістак<sup>3</sup>, 2014

<sup>1</sup> Національний університет “Львівська політехніка”, кафедра електронних приладів, вул. С. Бандери, 12, 79013, Львів, Україна

<sup>2</sup> Львівський національний медичний університет, кафедра медичної інформатики, вул. Пекарська, 69, 79010, Львів, Україна

<sup>3</sup> Львівський національний медичний університет, кафедра біофізики, вул. Пекарська, 69, 79010, Львів, Україна

*Розглянуто питання побудови сенсора різницевої температури диференціального сканувального калориметра. Первинний перетворювач ґрунтується на біполярних транзисторних структурах, що формують схему диференціального каскаду. Представлені результати модельних та експериментальних досліджень. Диференційний каскад сенсора температури реалізовано на n-p-n-транзисторах у мікрокорпусному конструктиві SOT23 з розмірами приблизно 1 × 2 × 3 мм. Роздільна здатність вимірювання різниці температур становить 0,001 °С. Переваги запропонованого сенсора – його мініатюрність, висока чутливість і лінійність функції перетворення.*

*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 × 2 × 3 мм. Разрешающая способность измерения разности температур – 0,001 °С. Преимуществами предложенного сенсора является его миниатюрность, высокая чувствительность и линейность функции преобразования.*

*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 × 2 × 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 °С до +120 °С як первинні перетворювачі використовують напівпровідникові біполярні та польові транзисторні структури [1]. Інформативною величиною температури таких сенсорів слугують температурні залежності напруги на p-n-переходах транзисторної структури, порогової напруги, вихідних та вхідних струмів, коефіцієнтів підсилення, коефіцієнтів перерозподілу струмів у транзисторних каскадах тощо [2–5].

У роботі розглянуто питання побудови, моделювання та дослідження біомедичного сенсора різницевої температури на біполярних транзисторних структурах [6]. Такі сенсори різницевої температури широко використовуються, зокрема, в термоане-

мометрах – засобах вимірювання параметрів потоку рідин чи газів [7, 8] та диференціальних сканувальних калориметрах – засобах хімічного, біохімічного та структурного аналізу досліджуваних речовин [9] (полімерів, білків тощо).

Так, диференціальна сканувальна калориметрія (ДСК) ґрунтується на вимірюванні кількості енергії, поглиненої зразком або виділеної зі зразка, за неперервного підвищення чи зниження температури. Серед сучасних пристроїв, що забезпечують автоматизацію ДСК, зокрема, диференційний сканувальний калориметр Diamond DSC компанії PerkinElmer [10].

Останнім часом ДСК почали використовувати в інформаційно-вимірювальних системах (ІВС) біомедичного призначення. За їх допомогою проводять

якісний та кількісний аналіз фармацевтичних засобів, білків, кісткової тканини, м'язів тощо [11, 12]. На жаль, сучасні пристрої ДСК не повністю забезпечують вимоги біомедичної сенсорики. Особливість останньої – необхідність зменшити мінімально допустиму масу досліджуваної речовини (до декількох грамів і менше), підвищити точність вимірювання, а також забезпечити відповідність вимогам сучасної біомедичної мікроелектроніки.

У роботі 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, порівняно з терморезисторами чи термопарами, температурну чутливість [13]. Крім того, використання транзисторів уможливує інтегрування двох функцій калориметра в одній структурі – вимірювання температури та контрольованого нагрівання. Йдеться про пристрої з саморозігріванням – транзисторна структура може використовуватися як джерело тепла внаслідок її саморозігрівання струмом живлення і як сенсор температури.

**Аналіз досліджень.** Для реалізації вузла первинного вимірювального перетворення температури ДСК використано схему диференціального каскаду на біполярних транзисторних структурах. Як показано далі, схема диференціального транзисторного каскаду дає змогу 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  $T_2$ ;  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$  – 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;  $j_T = kT/q$  – температурний потенціал;  $k$  – стала 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 виконано з використанням SPICE моделей біполярних транзисторів у пакеті програм схемного моделювання Micro-Cap Spectrum Software. Цей пакет один з найпоширеніших, підтримує SPICE синтаксис, має широку бібліотеку компонентів та зручний графічний інтерфейс [14]. Відповідно до SPICE синтаксису колекторні струми транзисторів Q1, Q2 (назви біполярних транзисторів повинні починатися з літери Q) показано умовними позначеннями "IC(Q1)" та "IC(Q2)", позначення "m" по осі X означає мілівольти, а "u" по осі Y – мікроампери. Видно, що продемонстровані залежності колекторних струмів, характеризуючись функціями гіперболічного тангенсу, є суттєво нелінійними.

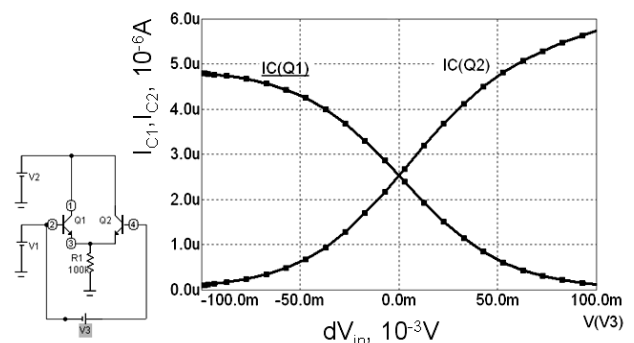


Рис. 1. Схема та залежності колекторних струмів транзисторів від різниці напруг диференціального каскаду

Інформативним сигналом диференціальної температури є різниця колекторних струмів  $\Delta I_C(T) = I_{C2}(T) - I_{C1}(T)$  транзисторів, зумовлена відповідною різницею температур транзисторних структур диференціального каскаду. Натомість, інформативним сигналом абсолютної температури є сумарний колекторний струм транзисторів. Температу-

розалежними 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 розв'язується з використанням параметра відносної температури елементів, що і визначає можливість моделювання пристрою вимірювання різницевої температури. В модельних дослідженнях переважно відносна температура елемента описується величиною  $T\_REL\_GLOBAL$ .

У процесі модельних досліджень відносну температуру  $T\_REL\_GLOBAL$  здебільшого використовують як аргумент функціональної залежності (Variable 1). В такому типі досліджень задається діапазон зміни температури  $T\_REL\_GLOBAL$  та крок виведення числових даних – Range:6,-6,1 (рис. 2). Відповідно до синтаксису MicroCAP першою величиною є максимальне значення  $T\_REL\_GLOBAL$  (в цьому випадку 6 °C), другою величиною – мінімальне значення (-6 °C), а третьою величиною – крок виведення числових значень (1 °C).

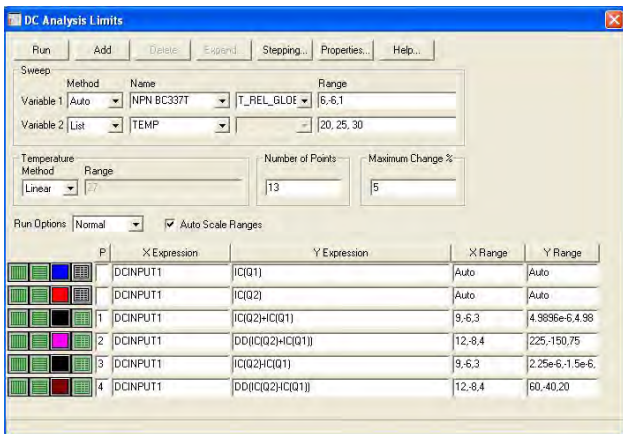


Рис. 2. Вікно DC Analysis Limits зі специфікованими двома змінними: Variable 1 (Auto) NPN BC337T та Variable 2 (List)  $T\_REL\_GLOBAL$

Особливістю більшості наших досліджень, результати яких наведено далі, є використання температури не лише як аргумента функціональних залежностей, але і як величини, покроково зміна якої визначає сім'ю температурних характеристик. Зокрема, аргументом може бути відносна температура транзистора диференціального каскаду, що визначає різницеву температуру  $dt$ , а величина, що визначає групу температурних характеристик, – абсолютна

температура. Такі дослідження дають змогу визначити чутливість сенсора до різницевої температури за зміни абсолютної температури.

Далі наведено характерні результати наших модельних досліджень. Зокрема, залежності сумарного  $I_{\Sigma} = I_{C1} + I_{C2}$  та різницевого  $I_D = I_{C1} - I_{C2}$  значень струму колекторів транзисторів диференціального каскаду від різниці температур  $dt$  за дискретних значень абсолютної температури  $t = 20$  °C,  $50$  °C,  $80$  °C наведені, відповідно, на рис. 3 та рис. 4. З метою зручності результати досліджень подано у шкалі Цельсія з позначенням відповідно до цієї шкали – відносної  $dt$ , °C та абсолютної  $t$ , °C температур. Моделювання проводили, змінюючи відносну температуру  $T\_REL$  транзистора Q1 в межах  $\pm 5$  °C.

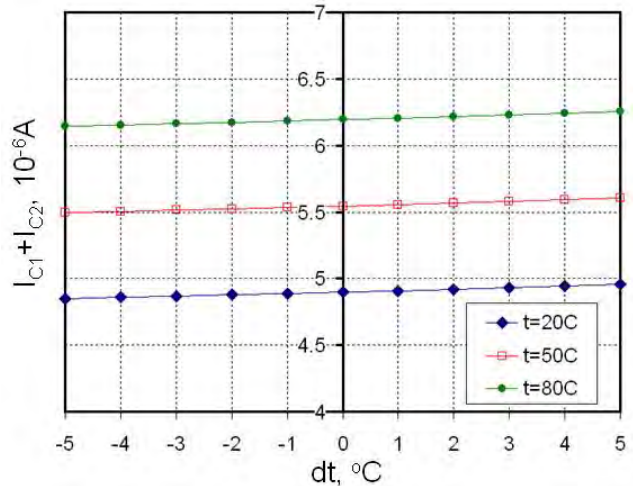


Рис. 3. Залежність суми колекторних струмів  $I_{C1}+I_{C2}$  диференціального каскаду від різниці температур  $dt$  за  $t = 20$  °C,  $50$  °C,  $80$  °C

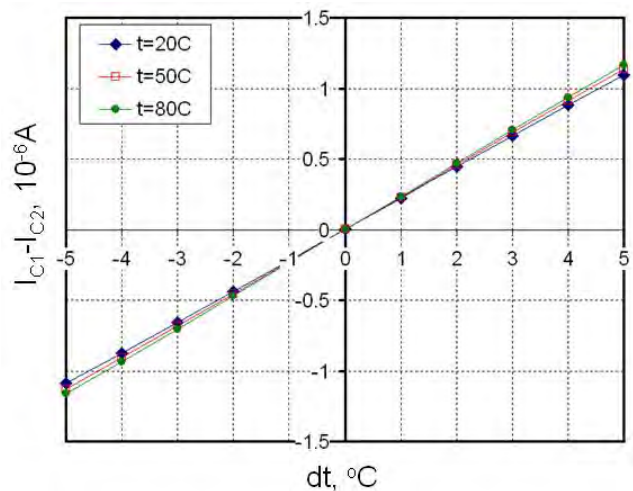


Рис. 4. Залежність різниці колекторних струмів  $I_{C1}-I_{C2}$  диференціального каскаду від різниці температур  $dt$  за  $t = 20$  °C,  $50$  °C,  $80$  °C

Можна бачити, що як різницевий  $I_{C1}-I_{C2}$ , так і сумарний  $I_{C1}+I_{C2}$  струм характеризуються доволі лінійною залежністю від різницевої 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 різницевої, так і абсолютної температур, причому для розрахунку цих температур за результатами вимірювань можна використати математичні моделі з лінійними функціональними залежностями.

Встановлено типові закономірності – приріст сумарного значення струму  $I_{\Sigma}$  абсолютної температури на  $t = 1\text{ }^{\circ}\text{C}$  приблизно становить  $0,02\text{ мкА}$ , а у разі зміни різницевої температури  $dt = 1\text{ }^{\circ}\text{C}$  –  $0,01\text{ мкА}$  (за напруги початкового зміщення базових кіл транзисторів  $V1 = 1\text{ В}$ , напруги живлення  $V2 = 3\text{ В}$  та опору резистора емітерного кола  $R1 = 100\text{ к}\Omega$ ).

Детальніший аналіз, що реалізується диференціюванням різницевого значення струму  $d(I_{C1} - I_{C2})/d(dt)$ , показує певну нелінійність функції різницевого струму та її нестабільність у разі зміни абсолютної температури (рис. 5). В діапазоні різницевої температури  $dt = 5\text{ }^{\circ}\text{C}$  нелінійність функції орієнтовно становить  $0,01\text{ мкА}$  (усереднено –  $0,002\text{ мкА}$  на  $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), а у разі зміни абсолютної температури на  $30\text{ }^{\circ}\text{C}$  (зокрема, зі зростанням з  $t = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$  до  $t = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) нестабільність чутливості до різницевої температури орієнтовно становить  $0,009\text{ мкА}$  (усереднено –  $0,0003\text{ мкА}$  на  $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ ). І хоч значення виявленої в ході наших досліджень нестабільності функції перетворення незначне, 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 відкалібровано за абсолютної температури  $t = 0\text{ }^{\circ}\text{C}$ , то похибка вимірювання різницевої температури у разі зростання абсолютної температури до  $t = 100\text{ }^{\circ}\text{C}$  визначатиметься похибкою крутизни функції перетворення  $0,0003\text{ мкА} \times 100\text{ }^{\circ}\text{C} = 0,03\text{ мкА}$  на  $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ . В першому наближенні це відповідає похибці вимірювання різницевої температури  $0,03/0,22 \approx 0,13\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

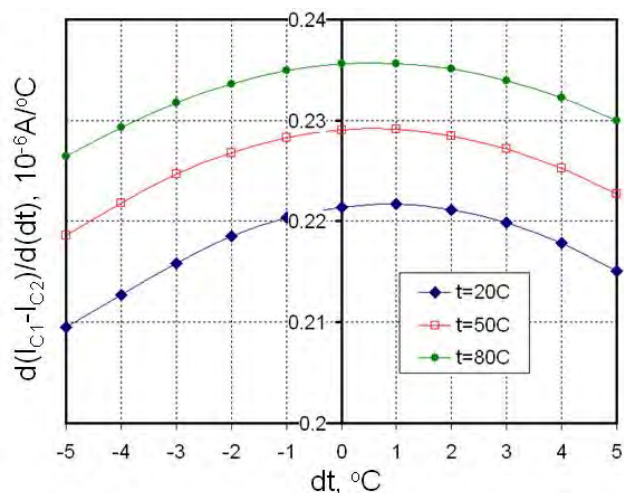


Рис. 5. Залежність крутизни функції різниці колекторних струмів  $(I_{C1}-I_{C2})/dt$  диференціального каскаду від різниці температур  $dt$  при  $t = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,  $50\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,  $80\text{ }^{\circ}\text{C}$

У процесі досліджень ми встановили, що вказана нестабільність функції перетворення залежить від режимів зміщення диференціального каскаду і значною мірою може бути мінімізована оптимізацією такого зміщення.

**Практична реалізація та експериментальні дослідження.** Дослідний зразок 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  $1 \times 2 \times 3\text{ мм}$ . Саме таке мікрокорпусне виконання дає змогу створити зонди ДСК для дослідження мікропроб, що неможливо у серійних моделях калориметрів.

Транзистори змонтовано на зонди, зовнішній вигляд яких наведено на рис. 6. З метою подальшого зменшення розмірів можуть використовувати безкорпусні транзистори у “підвішеному” конструктивному виконанні чи з MEMs конструктивно-технологічний базис, зокрема мембранну конструкцію структури.

Крім диференційного каскаду, до складу 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 у процесі біохімічних досліджень наведено на рис. 7.



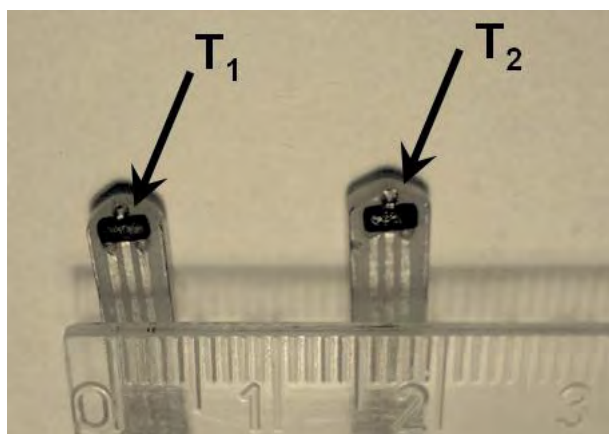


Рис. 6. Зовнішній вигляд зондів ІВС ДСК

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)  $\pm 10\text{ }^\circ\text{C}$ , Б)  $\pm 30\text{ }^\circ\text{C}$ ; роздільна здатність вимірювання різниці температур: не гірше за  $0,001\text{ }^\circ\text{C}$ ; робочий діапазон: від мінус  $40\text{ }^\circ\text{C}$  до плюс  $100\text{ }^\circ\text{C}$ ; напруга живлення:  $5\text{ В} \pm 10\%$ ; інтерфейс: USB.

**Висновки.** Показана можливість побудови сенсора температури ДСК на біполярних транзисторних структурах. Проведено модельні дослідження вихідних сигналів диференціального каскаду за різницевої та абсолютної температури. Показано лінійність залежностей цих сигналів від температури. Дослідний зразок 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 p-n-p-транзисторах у мікрокорпусному конструктиві SOT23 з розмірами приблизно  $1 \times 2 \times 3\text{ мм}$ . Роздільна здатність вимірювання різниці температур ІВС становить  $0,001\text{ }^\circ\text{C}$ .

Надалі планується апробація представленого сенсора різницевої температури в біохімічному диференціальному сканувальному калориметрі та аналіз конкурентоздатності вказаного сенсора порівняно з аналогами.

1. Pertijs M.A.P.; Niederkorn A.; Xu Ma; McKillop B.; Bakker A.; Huijsing J.H. A CMOS smart temperature sensor with a  $3\sigma$  inaccuracy of  $\pm 0.5^\circ\text{C}$  from  $-50^\circ\text{C}$  to  $120^\circ\text{C}$  // IEEE Journal of Solid-State Circuits. – Vol. 40. Issue 2. – 2005. – P. 454–461. 2. Аналогова мікросхемотехніка вимірювальних та сенсорних пристроїв / за ред. З. Готри, Р. Голяки. – Львів: Вид-во Держ. ун-ту "Львівська політехніка", 1999. – 364 с. 3. Controlled voltage source with relative temperature scale / Gotra Z.Yu., Holyaka R.L., Gladoun M.R. et al. // International Journal of Microcircuits & Electronic Packaging. – IMAPS. 1997. – Vol.20. – № 3. – P.447–452. 4. Монолитные полупроводниковые интегрированные цепи на эффектах теплопередачи / Готра З.Ю., Голяка Р.Л., Халавка А.И. // Известия ВУЗов "Радиоэлектроника". – 1999. – Т. 42. – № 1–2. – С.59–65.

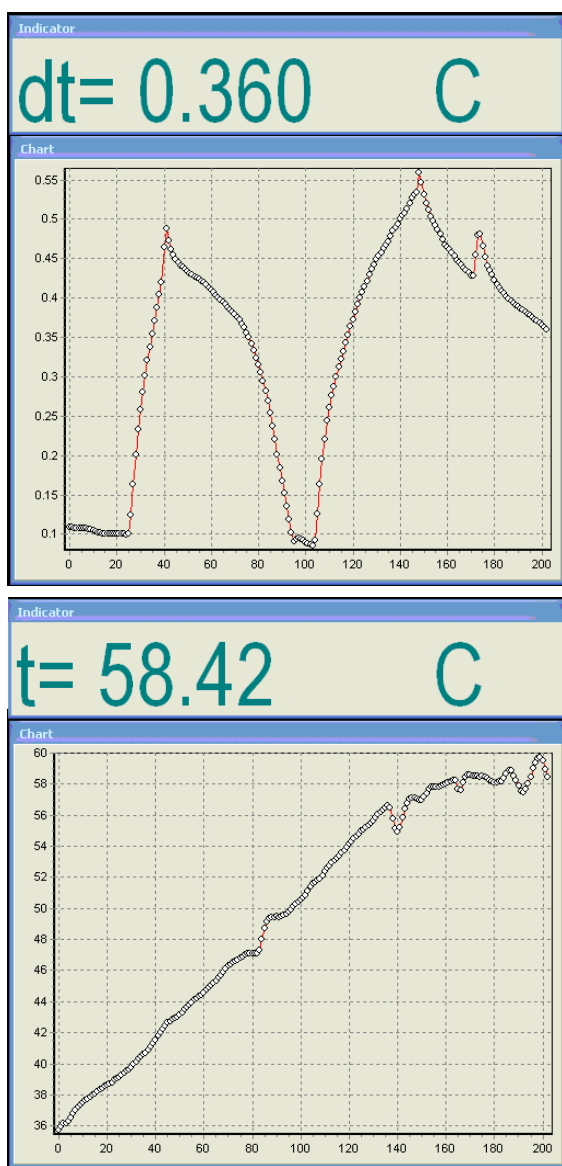


Рис. 7. Приклади результатів вимірювання різницевої (а) та абсолютної температури (б) ДСК у процесі біохімічних досліджень

а

б

5. *Application of the heat-transfer process to monolithic low-frequency IC design* / Gotra Z.Yu., Holyaka R.L., Khalavka A.I. et al. // *Journal of Electrical Engineering*. 1997. – Vol.48. – № 11–12. – P. 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. – P. 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. – P. 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. – P. 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. Система дифференциальной сканирующей калориметрии для исследования лекарственных объектов / Жнякина Л.Е., Моценский Ю.В., Ткаченко М.Л. и др. // *Химико-фармацевтический журнал*. – 2005. – № 11. – С.46–49. 13. *Дифференциальный термометр с высокой разрешающей способностью* / Готра З.Ю., Голяка Р.Л., Павлов С.В., Куленко С.С., Манус О.В. // *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](http://www.spectrum-soft.com).