

ПІДВИЩЕННЯ ШВИДКОДІЇ ТЕРМОРЕЗИСТИВНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ

Запропоновано метод підвищення швидкодії вимірювання температури шляхом застосування двох терморезисторів з попереднім підігрівом і подальшим усередненням їх сигналів. Нагрів терморезисторів проводиться змінним струмом високої частоти, що дозволяє контролювати опір терморезистора в процесі нагріву. Для виділення постійної складової напруги на терморезисторі, яка є пропорційною значенню опору терморезистора, а відповідно і вимірюваній температурі, використовується фільтр низьких частот.

Розроблений вимірювач температури забезпечує точність вимірювання $0,1^{\circ}\text{C}$ при часі вимірювання $t=2\tau$, де τ - постійна часу терморезистора. Запропонований прилад можна використовувати для вимірювання температури в двох різних точках, а також для вимірювання їх різниці

Ключові слова: температура, температурні вимірювання, швидкодія, термометри опору

О.В. BOYKO

Danylo Halytsky Lviv National Medical University

IMPROVEMENT OF FAST OPERATION OF RESISTANCE TEMPERATURE TRANSDUSERS

Temperature measurement has long been used in medicine for the diagnosis of many diseases. The complexity of temperature measurement is connected with the specificity of living organism as an object of temperature measurement. Resistance temperature detectors (RTDs) with low time constant τ (approximately 1 s) are widely used in temperature measurement but in practice the time of temperature setting is much longer due to peculiarities of heat exchange between a living organism and the environment. To reduce the time of heat exchange and to improve the fast operation of temperature measuring device we propose to conduct the preheating of RTD to a temperature value close to the temperature to be measured.

The designed temperature measuring device includes two channels of conversion of RTD's resistance change into DC voltage. The RTD's resistance change is caused by the temperature change. RTDs of the first and second channels are preheated up to the resistance value of initial and final values of measurement range, respectively. The heating of RTDs is conducted by high frequency alternating current allowing to control the RTD's resistance during heating. To select the DC component of RTD voltage which is proportional to the RTD resistance value the low pass filter is used. Output signals of channels are averaged in resistive adder with different coefficients that are chosen due to the voltage change during the transition process.

It was investigated that at time of the measuring $t=2\tau$ and $t=3\tau$ the measurement errors are not higher than 0.2°C and 0.1°C , respectively. The increase of the number of measurement subranges allows to reduce the measurement error up to 0.1°C at $t=2\tau$. The proposed device can be used for temperature measurement in two points and temperature difference measurement.

Keywords: temperature; temperature measurement, fast operation, RTD

Вступ

Вимірювання температури вже здавна використовується в медицині для діагностики багатьох захворювань [1-2]. Складність вирішення даної проблеми пояснюється специфікою живого організму як об'єкта вимірювання температури. Для вимірювання температури широко використовуються термометри опору (ТО) з малою постійною часу (1с), однак реально час встановлення температури є набагато більшим. Це пояснюється особливостями механізму теплообміну організму з навколишнім середовищем [3]. Зазвичай початкова температура чутливого елемента термометра дорівнює температурі навколишнього середовища, яка, природно, нижча від температури тіла. Тому при контакті термочутливого елемента з поверхнею шкірного покриву відбувається холодове подразнення відповідної ділянки шкірного покриву. У відповідь на холодове подразнення судини при поверхні, як правило, звужуються, а глибокого, навпаки, розширюються. Це веде до зниження температури зовнішніх шарів шкіри, а отже, до зменшення тепловіддачі. Для вирішення цієї проблеми використовуються інфрачервоні термометри, однак вони характеризуються високою ціною і недостатньою точністю [4].

Зменшення часу вимірювання можливе шляхом вдосконалення технологій виготовлення первинних перетворювачів температури, а також вдосконалення методів вимірювання. Використання термопар потребує додаткових схем для компенсації температури вільних кінців [5]. Плівкові технології виготовлення ТО дозволяють отримати постійну часу меншу $0,2\text{с}$ [6]. Для підвищення швидкодії терморезистивних перетворювачів використовують попередній нагрів ТО [7]. Вдосконалення даного методу можливе шляхом вибору різного значення температури попереднього нагріву ТО в діапазоні вимірювання.

Аналіз перехідних процесів терморезистора

В [7] запропоновано проводити попередній нагрів ТО до початкового значення діапазону вимірювання. Для збільшення швидкодії вимірювання пропонуємо додатково використати ТО з попереднім нагрівом до кінцевого значення температурного діапазону вимірювання з подальшим усередненням значень обох ТО. При цьому значення опорів ТО під час вимірювання дорівнюють:

$$R_{g1} = R_{g\min} + (R_g - R_{g\min}) \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right) \quad \text{і} \quad R_{g2} = R_{g\max} - (R_{g\max} - R_g) \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right) \quad (1)$$

де $R_{g\min}$ – значення опору ТО при початковій температурі діапазону вимірювання; $R_{g\max}$ – значення опору ТО при кінцевій температурі діапазону вимірювання; R_g – значення опору ТО при вимірюваній температурі; τ – постійна часу ТО

Абсолютні похибки встановлення значень опорів ТО визначаються з виразів

$$\Delta R_{g1} = -(R_g - R_{g\min})e^{-\frac{t}{\tau}} \quad \text{і} \quad \Delta R_{g2} = (R_{g\max} - R_g)e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (2)$$

Середнє значення опорів ТО дорівнює

$$R_{gc} = \frac{R_{g1} + R_{g2}}{2} = R_g + \frac{1}{2}(2R_g - R_{g\min} - R_{g\max})e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (3)$$

Відповідно похибка встановлення середнього значення ТО описується виразом

$$\Delta R_{gc} = \frac{1}{2}(2R_g - R_{g\min} - R_{g\max})e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (4)$$

Графічні залежності абсолютної похибки встановлення значення опору ТО з номінальним значенням опору 100 Ом від часу для різних значень вимірювальної температури наведено на рис.1.

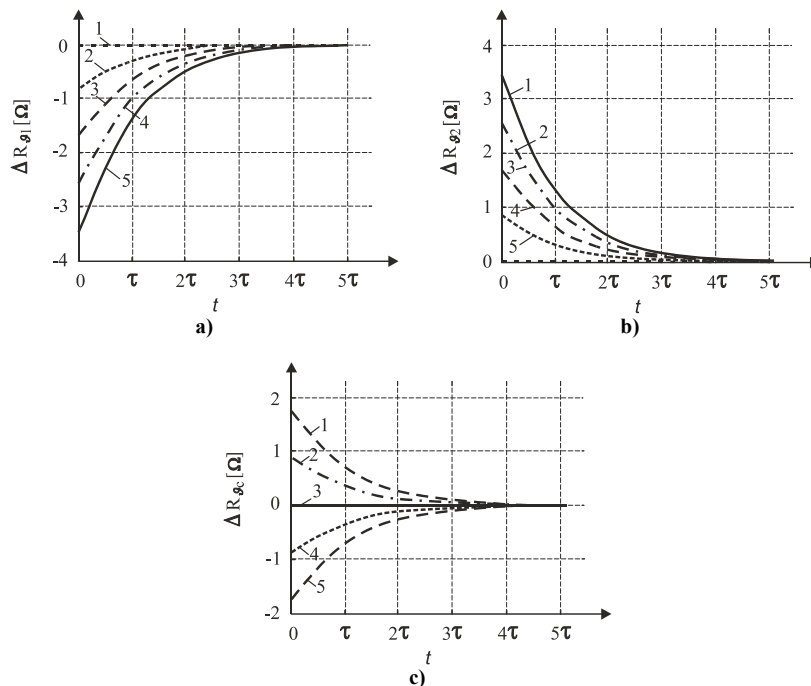


Рис.1. Графічні залежності абсолютної похибки встановлення значення опору ТО від часу при вимірюваній температурі 1- $\vartheta=34^\circ\text{C}$, 2- $\vartheta=36^\circ\text{C}$, 3- $\vartheta=38^\circ\text{C}$, 4- $\vartheta=40^\circ\text{C}$, 5- $\vartheta=42^\circ\text{C}$ для R_{g1} (a), R_{g2} (b), R_{gc} (c)

Як видно з графічних залежностей усереднення значень ТО дозволяє зменшити максимальне значення похибки встановлення значень опору в усьому діапазоні. В середині діапазону відбувається повна компенсація перехідних процесів.

Проектування вимірювального перетворювача температури в напругу.

Структурну схему розробленого вимірювального перетворювача температури в напругу постійного струму з попереднім нагрівом двох ТО наведено на рис.2.

Структурна схема містить два канали перетворення зміни опору ТО від температури в напругу постійного струму. Кожен канал складається з ТО R_g , фільтра низьких частот ФНЧ, перетворювача зміни опору ТО в напругу ПЗО, джерела зразкового струму ДЗС та керованого генератора струму нагріву ТО КГН.

Нагрів ТО проводиться змінною напругою, що дозволяє проводити контроль значень їх опорів під час нагріву. При цьому постійна складова вимірювального сигналу з ТО через фільтр низьких частот ФНЧ поступає на вхід ПЗО.

Вихідний сигнал ПЗО описується виразом

$$U_1 = I_{01}(R_g - R_{g_0}) \quad (5)$$

де R_{g_0} – значення опору ТО при $\vartheta=0^\circ\text{C}$

Вихідні напруги пристроїв ПЗО1 і ПЗО2 поступають на вхід пристрою порівняння ПП і порівнюється зі значеннями зразкових напруг, які формуються формувачем зразкових напруг ФЗН. Вихідні напруги ПЗО1 і ПЗО2 поступають на вхід вихідного підсилювача з керованим коефіцієнтом передачі k і відповідно вихідна напруга дорівнює

$$U_{out} = U_1 + \frac{U_2 - U_1}{k} \quad (6)$$

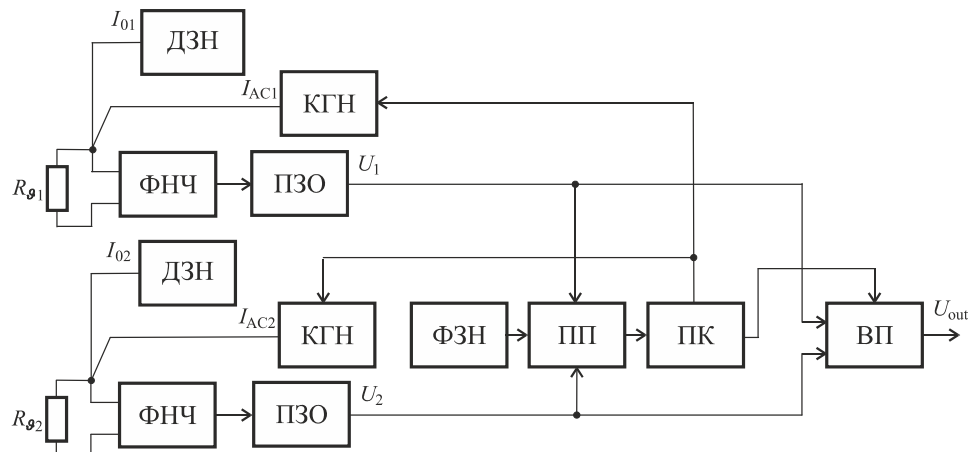


Рис.2. Структурна схема вимірювального перетворювача температури в напругу з попереднім нагрівом двох ТО

Принципову схему вимірювального каналу наведено на рис.3.

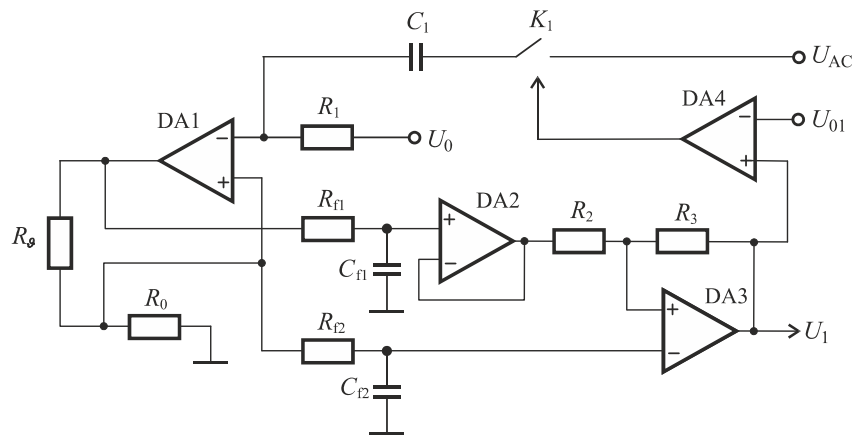


Рис.3. Принципова схема вимірювального каналу

Формування зразкового вимірювального струму і струму нагріву здійснюється стабілізатором струму, побудованим на операційному підсилювачі DA1, на неінвертуючий вхід якого поступає зразкова напруга U_0 . При цьому зразковий струм визначається з виразу

$$I_0 = \frac{U_0}{R_0}, \quad (7)$$

де R_0 – значення опору зразкового резистора, рівне R_{g0} .

При нагріві ТО напруга змінного струму U_{AC} через ключ K_1 і конденсатор C_1 подається на неінвертуючий вхід DA1, що дозволяє сформувати струм нагріву

$$I_a = \frac{U_{AC}}{R_0} \quad (8)$$

Конденсатор C_1 використано для зменшення постійної складової змінного нагрівного струму, що дозволяє вимірювати опір ТО під час нагріву з допустимою похибкою.

На вхід ПЗО, побудованого на ОП DA2 і DA3, через фільтри $R_{f1}C_{f1}$ і $R_{f2}C_{f2}$ поступають напруги з ТО, які описуються виразами:

$$U_{f1} = I_0(R_g + R_0), \quad U_{f2} = I_0 R_0 \quad (9)$$

Вихідна напруга DA3 при умові $R_2 = R_3$ визначається з формули

$$U_{DA3} = I_0(R_g - R_0) \quad (10)$$

Вихідна напруга DA3 поступає на вхід ОП DA4, на другий вхід якого поступає зразкова напруга U_{01} . При нагріві ТО до вибраної температури, що задається умовою $U_{DA3} \geq U_{01}$ на виході ОП DA4 формується напруга, яка розмикає контакт ключа K_1 . Відповідно через ТО не проходить струм нагріву і зміна опору ТО відбувається тільки від вимірюваної температури. Початкові значення температури нагріву ТО R_{g1} і R_{g2} задаються вибором значення зразкової напруги U_{01} першого і другого каналу вимірювання, відповідно.

Вихідні напруги ПЗО1 і ПЗО2 описуються виразами

$$U_1 = I_0(R_{g_{\min}} - R_0) + I_0(R_g - R_{g_{\min}}) \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}\right) \quad (11)$$

$$U_2 = I_0(R_{g_{\max}} - R_0) - I_0(R_{g_{\max}} - R_g) \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}\right) \quad (12)$$

Для ТО з лінійною температурною характеристикою значення опору резистора визначається з виразу

$$R_g = R_0(1 + \alpha g) \quad (13)$$

де α – температурний коефіцієнт ТО
Відповідно отримаємо

$$U_1 = I_0 R_0 \alpha \left(g - (g - g_{\min}) e^{-\frac{t}{\tau}} \right) \quad U_2 = I_0 R_0 \alpha \left(g + (g_{\max} - g) e^{-\frac{t}{\tau}} \right) \quad (14)$$

де g – значення вимірюваної температури; g_{\min} – значення температури в початку діапазону; g_{\max} – значення температури в кінці діапазону.

Вихідні напруги ПЗО1 і ПЗО2 поступають на вхід вихідного підсилювача, принципову схему якого наведено на рис.4

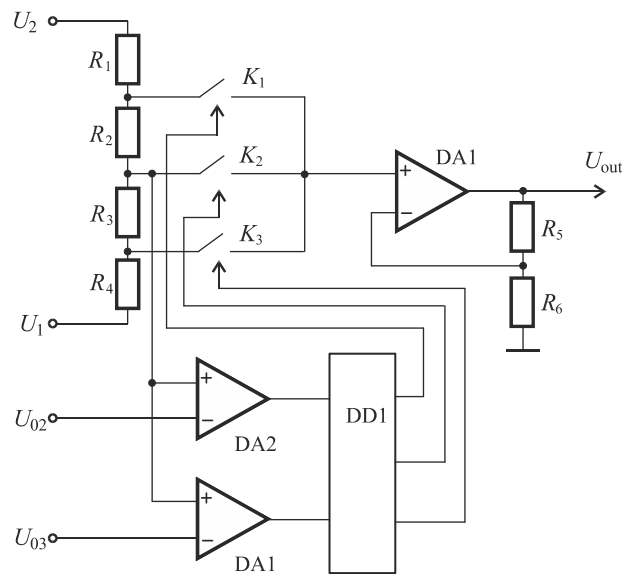


Рис.4. Принципова схема вихідного підсилювача

Вихідний підсилювач побудований на ОП DA1 з вхідним суматором з різними коефіцієнтами сумування на резисторах R1, R2, R3, R4. Вибір коефіцієнтів сумування проводиться ключами K1, K2, K3, керування якими здійснюється пристроями порівняння на ОП DA2 і DA3 і логічним елементом DD1. В залежності від значення напруги в середній точці резистивного суматора U_{Σ} і зразкових напруг U_{02} та U_{03} на відповідному виході DD1 формується сигнали, які керують відповідним ключем.

Вихідна напруга суматора, яка поступає на неінвертуючий вхід ОП DA1 визначається

$$U_{\Sigma} = U_1 \left(1 - \frac{1}{k_i}\right) + U_2 \frac{1}{k_i} \quad (15)$$

Коефіцієнт сумування k_i на відповідному i – му діапазоні вимірювання визначається з формули

$$k_i = \frac{\sum_{j=1}^4 R_j}{\sum_{j=1}^i R_j} \quad (16)$$

де $\sum_{j=1}^4 R_j$ – значення загального опору резисторів вхідного суматора R1, R2, R3 і R4; $\sum_{j=1}^i R_j$ – сумарне

значення опорів нижніх резисторів, які під'єднані до входу ОП DA1,

Вихідна напруга вихідного підсилювача описується виразом

$$U_{out} = \left(U_1 + (U_2 - U_1) \frac{1}{k_i} \right) \frac{R_5 + R_6}{R_6} \quad (17)$$

Встановлене значення входних напруг вихідного підсилювача при $t \gg \tau$ дорівнює

$$U_1 = U_2 = I_0 R_0 \alpha \vartheta \quad (18)$$

Відповідно вихідна напруга рівна

$$U_{out} = I_0 R_0 \alpha \vartheta k_{out} \quad (19)$$

де $k_{out} = \frac{R_5 + R_6}{R_6}$ - коефіцієнт підсилення вихідного підсилювача.

Для рівності значення вихідної напруги значенню вимірюваної температури необхідно виконання рівності $I_0 R_0 \alpha k_{out} = 1$. Відповідно значення вимірюваної температури дорівнюють

$$\vartheta_1 = \vartheta - (\vartheta - \vartheta_{min}) e^{-\frac{t}{\tau}} \quad \text{і} \quad \vartheta_2 = \vartheta + (\vartheta_{max} - \vartheta) e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (20)$$

Абсолютні похибки встановлення значення температури описується виразами

$$\Delta \vartheta_1 = (\vartheta - \vartheta_{min}) e^{-\frac{t}{\tau}} \quad \text{і} \quad \Delta \vartheta_2 = -(\vartheta_{max} - \vartheta) e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (21)$$

Еквівалентне значення вимірюваної температури на виході DA1 дорівнює

$$\vartheta_{av} = \vartheta + \left(-\vartheta + \frac{\vartheta_{max}}{k} + \vartheta_{min} \frac{k-1}{k} \right) e^{-\frac{t}{\tau}}$$

Відповідно похибка встановлення еквівалентного значення вимірюваної температури визначається з виразу

$$\Delta \vartheta_{av} = \left(\vartheta - \frac{\vartheta_{max}}{k} - \vartheta_{min} \frac{k-1}{k} \right) e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (22)$$

Графічні залежності похибки встановлення еквівалентного значення вимірюваної температури від температури при $t=2\tau$ для трьох діапазонів 34...36.8°C, 36.8...39.5°C, 39.5...42°C з різними коефіцієнтами k наведено на рис. 5, а залежності для різного часу вимірювання наведено на рис. 6

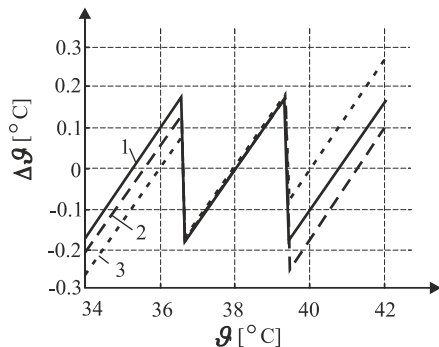


Рис.5. Залежності похибки встановлення еквівалентного значення вимірюваної температури від температури для 1) $k_1=6, k_2=2, k_3=1.2$ 2) $k_1=4, k_2=2, k_3=1.3$ 3) $k_1=5, k_2=2, k_3=1.1$

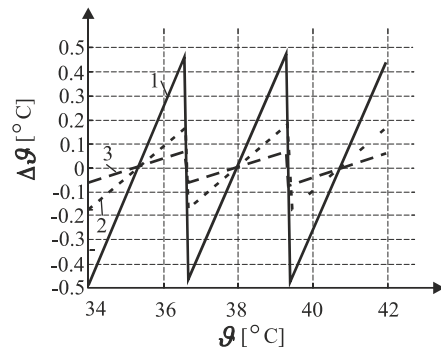


Рис.6 Залежності похибки встановлення еквівалентного значення вимірюваної температури від температури для 1) $t=\tau$ 2) $t=2\tau$ 3) $t=3\tau$

З аналізу графічних залежностей видно, що оптимальними є коефіцієнти сумування $k_1=6, k_2=2, k_3=1.2$, при яких похибка не перевищує 0.2°C. При $t=\tau$ похибка вимірювання не перевищує 0.5°C, $t=2\tau$ похибка вимірювання не перевищує 0.2°C, $t=3\tau$ похибка вимірювання не перевищує 0.1°C,

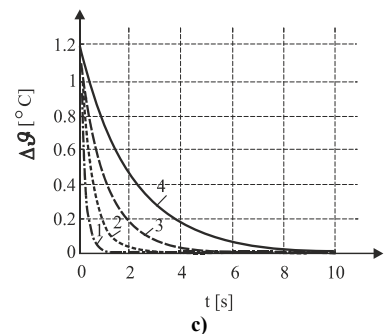
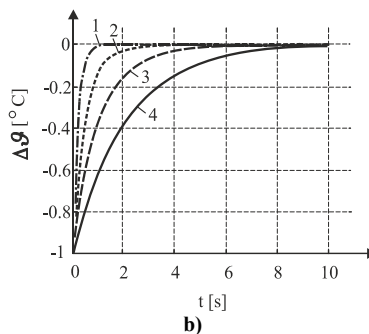
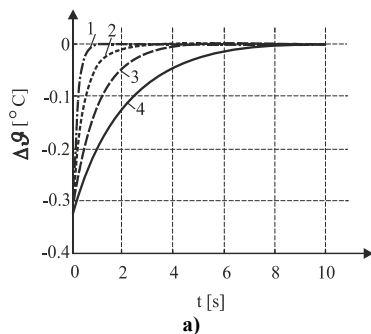


Рис.7 Залежності похибки встановлення еквівалентного значення вимірюваної температури від часу для різних значень вимірюваної температури а) $\vartheta=35^\circ\text{C}$, б) $\vartheta=37^\circ\text{C}$, в) $\vartheta=42^\circ\text{C}$ при $\tau=0,2$ с (1); $\tau=0,5$ с (2); $\tau=1$ с (3); $\tau=2$ с (4);

Графічні залежності похибки встановлення еквівалентного значення вимірюваної температури від часу для різних значень вимірюваної температури при різних значеннях τ наведено на рис.7

Подальше зменшення часу вимірювання можливе при зменшенні загального діапазону вимірювання або збільшенні кількості окремих піддіапазонів. Було встановлено, що при $t=2\tau$ в діапазоні вимірювання 36...40°C при трьох піддіапазонах, а в діапазоні вимірювання 34...42°C при п'ятих піддіапазонах похибка не перевищує $\pm 0,1^\circ\text{C}$.

Висновки

Запропонований метод дозволяє підвищити швидкодію вимірювання температури шляхом застосування двох терморезисторів з попереднім підігрівом і подальшим сумуванням їх сигналів. При часі вимірювання $t=2\tau$ похибка вимірювання не перевищує $0,2^\circ\text{C}$, а при $t=3\tau$ - перевищує $0,1^\circ\text{C}$. Збільшення кількості піддіапазонів вимірювання дозволяє зменшити похибку до $0,1^\circ\text{C}$ при $t=2\tau$. Запропонований прилад можна використовувати для вимірювання температури в різних точках, а також для вимірювання їх різниці

Література

1. Dziuban E. Human Body Temperature Measurement—Class Program [Електронний ресурс]. // *Joint IMEKO TC-1 & XXXIV MKM Conference*, 2002. Режим доступу: <http://www.imeko.org/publications/tc1-2002/IMEKO-TC1-2002-005.pdf>
2. Increase in skin surface temperature in spinal anesthesia. Predictive value for probability of surgical tolerance / A. Penno, M. Arumugam, G. Antweiler at al. // *Anaesthesist* - 2012 - 61(9) – P. 770-776
3. Model based monitoring of hypothermic patients / M. Schwarz, C. Heilmann, M.Krueger, U.Kiencke at al. // *Metrology and Measurement Systems*. - 2009.- Vol.16(3)-P. 443-455.
4. Crawford D.C. Which thermometer? Factors influencing best choice for intermittent clinical temperature assessment / D.C. Crawford, B.Hicks, M.J. Thompson // *J. Med. Eng. Technol.* – 2006 – Vol.30(4) – P. 199-211
- 4.1. Hotra O. Compensation bridge circuit with temperature-dependent voltage divider / O.Hotra, O.Boyko // *Przegląd elektrotechniczny*. – 2012. – Vol.4A. – P. 169-171.
5. D'Aleo F.P. Design and development of resistive temperature detector arrays on aluminium substrates. Measurements in mixing experiments / F.P. D'Aleo, R.Stalder, H.-M.Prasser // *Flow Measurement and Instrumentation*. – 2015. – Vol. 45. – P.176–187
- 5.1. Hotra O. Improvement of the operation rate of medical temperature measuring devices / O. Hotra; O. Boyko; T. Zyska // *SPIE Proceedings*. – 2014 - Vol. 92914 – P.92910A-92910A-6

Reference

1. Dziuban E. Human Body Temperature Measurement—Class Program [Електронний ресурс]. // *Joint IMEKO TC-1 & XXXIV MKM Conference*, 2002. Режим доступу: <http://www.imeko.org/publications/tc1-2002/IMEKO-TC1-2002-005.pdf>
2. Increase in skin surface temperature in spinal anesthesia. Predictive value for probability of surgical tolerance / A. Penno, M. Arumugam, G. Antweiler at al. // *Anaesthesist* - 2012 - 61(9) – P. 770-776
3. Model based monitoring of hypothermic patients / M. Schwarz, C. Heilmann, M.Krueger, U.Kiencke at al. // *Metrology and Measurement Systems*. - 2009.- Vol.16(3)-P. 443-455.
4. Crawford D.C. Which thermometer? Factors influencing best choice for intermittent clinical temperature assessment / D.C. Crawford, B.Hicks, M.J. Thompson // *J. Med. Eng. Technol.* – 2006 – Vol.30(4) – P. 199-211
- 4.1. Hotra O. Compensation bridge circuit with temperature-dependent voltage divider / O.Hotra, O.Boyko // *Przegląd elektrotechniczny*. – 2012. – Vol.4A. – P. 169-171.
5. D'Aleo F.P. Design and development of resistive temperature detector arrays on aluminium substrates. Measurements in mixing experiments / F.P. D'Aleo, R.Stalder, H.-M.Prasser // *Flow Measurement and Instrumentation*. – 2015. – Vol. 45. – P.176–187
6. Hotra O. Improvement of the operation rate of medical temperature measuring devices / O. Hotra; O. Boyko; T. Zyska // *SPIE Proceedings*. – 2014 - Vol. 92914 – P.92910A-92910A-6

Рецензія/Peer review : 9.4.2017 р. Надрукована/Printed :24.6.2017 р.
Стаття рецензована редакційною колегією