

Винахід відноситься до області термометрії і може бути застосований для вимірювання температури у важко доступних об'єктах по значенню теплових шумів чутливого елемента з електричним опором переважно для вимірювання температури внутрішніх органів та тканин людей і тварин.

Для вимірювання температури внутрішніх органів та тканин використовують контактні термометри, чутливі елементи яких (термопара або терморезистор) уживлені в досліджуємий організм. Для вживлення чутливого елемента у такі органи як мозок, легені, серце потрібна серйозна операція. Тому краще у якості чутливого елемента безпосередньо використовувати досліджувану ділянку органа або тканини, а зняття інформації виконувати за допомогою електродів, техніка введення яких достатньо добре відпрацьована.

Відомо, що у будь-якому середовищі, що має дисипативні властивості, тобто активні електричні втрати, виникають теплові електричні флюктуації або тепловий шум. Середнє квадратичне значення шумової напруги пропорційно абсолютній температурі досліджуємого середовища, що випливає з рівняння Найквіста. Трудність використання теплових шумів для вимірювання температури полягає у низькому рівні корисного сигналу, який складає одиниці або десятки мікровольт. При вимірюванні температури органів та тканин живих організмів у діапазоні 35...45°C напруга теплових шумів знаходиться у межах 0.7...0.9 мкВ, а за потужністю  $10^{17} \dots 10^{16}$  Вт (див. Саватеев А.В. Шумовая термометрия. — Л: Энергоатомиздат. Ленинград. отд-ние, 1987, стр. 113 - 114). Проблемою є високоточне вимірювання такого малого теплового шуму на фоні спільномірних, а іноді більш потужніших власних шумів вимірювальної апаратури. Це рішення також ускладнюється тим, що як корисний сигнал - тепловий шум, який несе інформацію про вимірювану температуру, так і перешкода - власний шум апаратури, є нерозрізненими по спектральному складу, тому малоефективними виявляються відомі у радіоелектроніці методи виділення та вимірювання слабких регулярних сигналів на фоні шумів. Додаткові ускладнення вимірювання температури органів тканин живих організмів виникають із-за невизначеності електричного опору досліджуваної ділянки між електродами. Тим більше, що опір біологічних об'єктів є нелінійним, і його значення залежить від прикладеної напруги та протікаючого струму. Тому непрямі виміри, що базуються на роздільному вимірюванні напруги теплових шумів та електричного опору зондуємої ділянки організму, є малоефективними.

Відомий термошумовий пристрій для вимірювання температури (див. Спектор С.А. Электрические измерения физических величин. Л: Энергоатомиздат. Ленинград. Отд-ние, 1987, стр. 266 - 267), який складається з чутливого елемента у вигляді резистора, що через перший перемикач з'єднаний з послідовно підключеними підсилювачем, смугою фільтром та квадратором, вихід якого через другий перемикач з'єднаний з двома запам'ятовувачами пристроями, виходи яких під'єднані до блоку віднімання, вихід якого через перший перемикач, чутливий елемент та третій перемикач з'єднаний з масштабуючим підсилювачем, вихід якого через детектор з'єднаний з показуючим пристроєм. Пристрій також вміщує ключ, за допомогою якого вхід підсилювача одночасово з перемиканням першого перемикача замикається на землю, а резистор чутливого елемента за допомогою першого перемикача відключається від входу підсилювача та під'єднується до блоку віднімання і входу масштабуючого підсилювача.

Завдяки наявності у схемі термошумового пристрою перемикачів та ключа, який замикається на землю, коректується вплив власних шумів вимірювального каналу та температурного коефіцієнту опору (ТКО) чутливого елемента. Але відключення чутливого елемента від підсилювача у момент його заземлення змінює рівень власних шумів вимірювального каналу, тому що інтенсивність шумів визначається значенням опору вхідного копа підсилювача, тому перемикання чутливого елемента з одного копа в друге спричиняє додаткову похибку з-за зміни значення вхідного опору підсилювача.

Відомий також термошумовий пристрій для вимірювання температури за А.С. СРСР № 521478, МПК G01K7/30.1972 (Бюл.№26, 1976), який складається з двох підвищуючих трансформаторів, вторинні обмотки яких з'єднані послідовно, а їх середня точка заземлена, двох підсилювачів, входи яких з'єднані з потенціальними кінцями вторинних обмоток трансформаторів, суматора, перший вхід якого з'єднаний з виходом одного підсилювача, а другий вхід суматора через автоматичний перемикач та інвертуючий трансформатор з'єднаний з виходом другого підсилювача, до виходу суматора послідовно підключені квадратичний детектор, підсилювач низької частоти, синхронний детектор і показуючий пристрій, генератора частоти комутації, з'єданого з керуючими входами синхронного детектора та автоматичного перемикача.

Завдяки періодичній зміні фази однієї з напруг на 180° результат суми з іншою напругою визначається тільки корельованими шумами, які виходять тільки з спеціального чутливого елемента. Шуми двох підсилювачів, двох трансформаторів та з'єднувальних дротів є некорельованими між собою і їх сума у результаті інвертування не змінюється.

Тому глибина модуляції на вході квадратичного детектора визначається тільки шумовою напругою чутливого елемента і, як наслідок, температурою. Але рівень корисної шумової напруги при зміні температури у діапазоні 35 - 45°C є дуже малим. Коефіцієнт глибини амплітудної модуляції сумарної напруги не перевищує соті, а також тисячної долі процента. Виділити та виміряти напругу такої малої обвідної модульованого сигналу досить важко. Тому що дозволяюча здатність та чутливість відомого пристрою в указаному діапазоні температур є недостатньою. Крім того, виділяема та підсилюєма низькочастотна напруга у цьому пристрої пропорційна не тільки тепловим флюктуаціям чутливого елемента, але й його електричному опору, що для медично-біологічних досліджень є небажаним з-за невизначеності значення опору досліджуємої ділянки організму та його нелінійності.

Задачею винаходу є створення такого термошумового пристрою для вимірювання температури, у якому введення нових елементів та зв'язків забезпечило б виключення впливу значення опору досліджуємої ділянки органа або тканини на результат вимірювання шумової напруги без відключення чутливого елемента від входу вимірювального тракту, що підвищило би точність та чутливість вимірювання температури.

Поставлена задача вирішується тим, що термошумовий пристрій для вимірювання температури, який складається з двох підвищуючих трансформаторів, вторинні обмотки яких з'єднані послідовно, а їх середня точка заземлена, двох підсилювачів, входи яких з'єднані з потенціальними кінцями вторинних обмоток трансформаторів, суматора, перший вхід якого з'єднаний з виходом одного підсилювача, а другий вхід

суматора через автоматичний перемикач та інвертуючий трансформатор з'єднаний з виходом другого підсилювача, до виходу суматора послідовно підключені квадратичний детектор, підсилювач низької частоти, синхронний детектор і показуючий пристрій, генератора частоти комутації, з'єднаного з керуючими входами синхронного детектора та автоматичного перемикача, згідно з винаходом, до складу пристрою введені два частково окисдовані голчаті електроди для вводу в орган, що досліджується, і ділянка тканини якого між оголеними частинами частково окисдованих голчатих електродів використовується в якості чутливого елемента, чотири конденсатори, перший та другий з яких включені між входами частково окисдованих голчатих електродів та первинними обмотками підвищуючих трансформаторів, які включені паралельно чутливому елементу, третій та четвертий конденсатори включені між виходами інвертуючого трансформатора та входами автоматичного перемикача, операційний підсилювач, перший резистор з постійним опором, що включений між входом та виходом операційного підсилювача, фільтр нижчих частот, вхід якого з'єднаний через частково окисдовані голчаті електроди та чутливий елемент з входом операційного підсилювача, вихід якого з'єднаний з входом показуючого пристрою.

Доцільно щоб термошумовий пристрій для вимірювання температури додатково містив другий та третій резистори з постійними однаковими опорами, ключ та перетворювач для добуття кореня, вхід якого підключений до виходу операційного підсилювача, а його вихід через ключ і паралельно під'єднаний другий резистор, з'єднаний з одним із входів автоматичного перемикача, до другого входу якого також паралельно під'єднаний третій резистор.

Введення частково окисдованих голчатих електродів забезпечує доступ до внутрішніх органів та тканин людини або тварини, а введення чотирьох конденсаторів забезпечує розділення змінного та постійного струму без їх додаткової комутації та відключення. Перший та другий конденсатори, що створюють резонансне коло разом з трансформатором, розділяють трансформаторні ділянки, виділяючи знакозмінну складову шумового сигналу від постійного струму, який протікає через чутливий елемент від фільтра нижчих частот до введення операційного підсилювача. Третій та четвертий конденсатори розділяють ділянки інвертуючого трансформатора по шумовій напрузі від вихідної постійної напруги операційного підсилювача, яка через послідовно з'єднані перетворювач для добуття кореня, ключ, паралельно під'єднаний другий резистор та автоматичний перемикач поступає на один з входів суматора. Завдяки включенню між виходом фільтра нижчих частот частково окисдованих голчатих електродів, введених в чутливий елемент (опір досліджуємої ділянки органу або тканини), та входом операційного підсилювача, у якого між входом та виходом включений перший резистор, забезпечується отримання вихідного сигналу пропорційного тільки температурі, при цьому нелінійність та нестабільність опору чутливого елемента не впливає на покази вимірювання температури. Внаслідок періодичного додавання вихідної напруги пристрою на один з входів автоматичного перемикача виникає поглиблення амплітудної модуляції у детектуючій напрузі, що підвищує чутливість пристрою до теплових шумів і, як наслідок, до вимірюваної температури. Таким чином, введення нових елементів та зв'язків підвищує точність та чутливість термошумового пристрою при вимірюванні температури досліджуємої ділянки органу або тканини.

На фігурі показана функціональна схема термошумового пристрою для вимірювання температури.

Пристрій підключений до чутливого елемента 1 і складається з частково окисдованих голчатих електродів 2 та 3, вхідних клем 4 та 5, першого та другого конденсаторів 6 та 7, підвищуючих трансформаторів 8 та 9, одного та другого підсилювачів 10 та 11, інвертуючого трансформатора 12, третього та четвертого конденсаторів 13 та 14, автоматичного перемикача 15, суматора 16, квадратичного детектора 17, підсилювача 18 низької частоти, синхронного детектора 19, фільтра 20 нижчих частот, операційного підсилювача 21, першого резистора 22 з постійним опором, показуючого пристрою 23, перетворювача для добуття кореня 24, ключа 25, другого та третього постійних резисторів 26 та 27, генератора 28 частоти комутації. Позицію 29 позначена досліджуєма ділянка організму.

Чутливий елемент 1, яким є досліджуєма ділянка організму 29, через частково окисдовані голчаті електроди 2 та 3, вхідні клеми 4 та 5, перший та другий конденсатори 6 та 7 приєднаний до паралельно під'єднаних підвищуючих трансформаторів 8 та 9. Вторинні обмотки цих трансформаторів включені послідовно, а їх середня точка заземлена. До потенційних виходів обмоток приєднані підсилювачі 10 та 11. Вихід одного підсилювача 11 через інвертуючий трансформатор 12 та роз'єднувальні третій і четвертий конденсатори 13 та 14 з'єднаний з входами автоматичного перемикача 15, вихід якого підключений до одного входу суматора 16, а до другого входу цього суматора під'єднується вихід другого підсилювача 10. До виходу суматора 16 під'єднані послідовно з'єднані квадратичний детектор, підсилювач 18 низької частоти, синхронний детектор 19 та фільтр 20 нижчих частот. Через вихід фільтра 20, вхідні клеми 4 і 5, частково окисдовані голчаті електроди 2 та 3 чутливий елемент 1 з'єднується з входом операційного підсилювача 21, у коло зворотного зв'язку якого підключений перший резистор 22 з постійним опором. Вихід операційного підсилювача 21 з'єднаний з показуючим пристроєм 23 та послідовно з'єднаними перетворювачем для добуття кореня 24 і ключем 25, вихід якого через паралельно приєднаний другий резистор 26 підключається до одного з входів автоматичного перемикача 15, до другого входу якого також паралельно приєднується третій резистор 27. Керуючі входи автоматичного перемикача 15 та синхронного детектора 19 під'єднані до виходу генератора частоти комутації 28.

Робота пристрою відбувається у двох режимах: у першому режимі ключ 25 знаходиться у розімкнутому стані (відсутній зв'язок автоматичного перемикача 15 з виходом операційного підсилювача 21), у другому режимі ключ 26 знаходиться у замкнутому стані (присутній вказаний зв'язок). Перший режим забезпечує підвищення точності виконання вимірів температури за рахунок виключення впливу нестабільного і нестабільного опору чутливого елемента на рівень теплових шумів. Другий режим забезпечує підвищення чутливості за рахунок поглиблення глибини модуляції.

Робота пристрою у першому режимі відбувається наступним чином.

Напруга теплових шумів чутливого елемента 1 досліджуємої ділянки органу або тканини 29 знімається за допомогою частково окисдованих голчатих електродів 2 та 3, окисдоване покриття яких виключає шунтуючу

дію оточуючих тканин. Перший та другий конденсатори 6 та 7 разом з первинними обмотками трансформаторів 8 та 9 утворюють паралельні кола послідовного резонансу, налаштовані на частоту  $f_0$  максимальної спектральної густини теплового шуму для температури діапазону 35 - 45°C (20 - 30кГц). Відносна смуга пропускання резонансного кола визначається добротністю обмоток трансформаторів та знаходиться у межах 20 - 30% від частоти резонансу ( $\Delta f/f_0 \approx 0,2 - 0,3$ ). Попередньо підсилена підвищуючими трансформаторами 8 та 9 шумова напруга  $KU_X(t)$ , де  $K$  - коефіцієнт трансформації, розщеплюється вторинними обмотками трансформаторів на дві протифазні корельовані напруги  $KU_X(t)$  та  $-KU_X(t)$ . Протифазні напруги поступають на входи підсилювачів 10 та 11 з коефіцієнтами підсилення  $K_1$  та  $K_2$  ( $K_1 \approx K_2$ ) і власними шумами  $U_{w1}(t)$ ,  $U_{w2}(t)$ , які між собою не корельовані.

Так як корисний шумовий сигнал значно менший власних шумів підсилювача ( $U_X(t) < U_w(t)$ ), то на виході підсилювачів формуються комплексні сумарні напруги:

$$\dot{U}_{10} = \dot{U}_{w1} - KK_1\dot{U}_X, \quad (1)$$

$$\dot{U}_{11} = \dot{U}_{w2} + KK_2\dot{U}_X, \quad (2)$$

Напруга  $U_{10}$  з виходу підсилювача 10 поступає безпосередньо на один з входів суматора 16. Напруга  $U_{11}$  з виходу підсилювача 11 поступає на інвертуючий трансформатор 12 з коефіцієнтом підсилення, що дорівнює одиниці. Через роз'єднувальний третій конденсатор 13 з трансформатора 12 знімається напруга  $U_{11}$  у фазі з вхідним сигналом, а через роз'єднувальний четвертий конденсатор 14 з фазою, що на 180° повернута відносно вхідної напруги,  $-U_{11}$ . У результаті періодичних переключень автоматичним перемикачем 15 на другий вхід суматора 16 по черзі поступають комплексні напруги:

$$\dot{U}'_{15} = \dot{U}_{w2} + KK_2\dot{U}_X, \quad (3)$$

$$\dot{U}''_{15} = \dot{U}_{w2} - KK_2\dot{U}_X, \quad (4)$$

При одному положенні перемикача 15 на виході суматора 16 формується одна сумарна шумова комплексна напруга:

$$\dot{U}'_{16} = \dot{U}_{w1} - KK_1\dot{U}_X + \dot{U}_{w2} + KK_2\dot{U}_X \quad (5)$$

У другому положенні перемикача 15 на виході формується друга сумарна шумова комплексна напруга:

$$\dot{U}''_{16} = \dot{U}_{w1} - KK_1\dot{U}_X - \dot{U}_{w2} + KK_2\dot{U}_X \quad (6)$$

Враховуючи що шуми підсилювачів 10 та 11  $U_{w1}(t)$  і  $U_{w2}(t)$  між собою є некорельованими, а коефіцієнт кореляції між шумовими сигналами  $KU_X(t)$  та  $-KU_X(t)$  близький до одиниці, дисперсію напруг сумарних сигналів (5) та (6) можна представити у вигляді:

$$\overline{U'^2_{16}} = \overline{U_{w1}^2} + (K K_1 \overline{U_X})^2 + \overline{U_{w2}^2} + (K K_2 \overline{U_X})^2 + 2K^2 K_1 K_2 \overline{U_X}^2, \quad (7)$$

$$\overline{U''^2_{16}} = \overline{U_{w1}^2} + (K K_1 \overline{U_X})^2 + \overline{U_{w2}^2} + (K K_2 \overline{U_X})^2 - 2K^2 K_1 K_2 \overline{U_X}^2, \quad (8)$$

При неперервній роботі перемикача 15 на виході квадратичного детектора 17 формується модульована по амплітуді напруга, що складається з пакетів сумарних напруг з дисперсіями (7) та (8), де коефіцієнт глибини модуляції виражається залежністю:

$$m = \left( \frac{\overline{U'^2_{16}} - \overline{U''^2_{16}}}{\overline{U'^2_{16}} + \overline{U''^2_{16}}} \right) = \frac{2K^2 K_1 K_2 \overline{U_X}^2}{\overline{U_{w1}^2} + \overline{U_{w2}^2} + K(K_1 + K_2)\overline{U_X}^2}. \quad (9)$$

На виході квадратичного детектора 19 формується низькочастотна обвідна з напругою:

$$U_{17} = \frac{S_{17}}{2} (\overline{U''^2_{16}} - \overline{U'^2_{16}}) = 2S_{17}K^2 K_1 K_2 \overline{U_X}^2 \quad (10)$$

де  $S_{17}$  - крутизна перетворення квадратичного детектора.

Напруга  $U_{17}$  низької частоти комутації  $F \ll f_0$  підсилюється підсилювачем низької частоти 18, випрямляється синхронним детектором 19 та згладжується фільтром нижчих частот 20:

$$U_{20} = 2K^2 K_1 K_2 S_{17} K_{18} S_{19} K_{20} \overline{U_X}^{20}, \quad (11)$$

де  $K_{18}$  - коефіцієнт підсилення підсилювача низьких частот 18;

$S_{19}$  - крутизна перетворення синхронного детектора 19;

$K_{20}$  - коефіцієнт згладжування фільтра нижчих частот 20.

Постійна напруга  $U_{20}$  надходить через частково голчаті електроди 2 та 3 на чутливий елемент 1, який генерує шумову напругу  $U_X$ . Резистивне середовище чутливого елементу 1 з еквівалентним опором  $R_1$  включене через частково окисдовані голчаті електроди 2 та 3 послідовно з операційним підсилювачем 21, у коло зворотного зв'язку якого під'єднаний перший резистор 22 з постійним опором  $R_2$ . Вихідна постійна напруга операційного підсилювача визначається відношенням опорів резисторів  $R_1$  та  $R_2$ , тобто:

$$U_{21} = U_{20} \frac{R_2}{R_1} = \frac{2K^2 K_1 K_2 S_{17} K_{18} S_{19} K_{20} \overline{U_X}^2 R_2}{R_1}. \quad (12)$$

Згідно залежності  $\overline{U_X}^2$  від температури, вираженою формулою Найквіста, отримуємо:

$$\overline{U_X}^2 = 4kT_X R_1 \Delta f = qT_X R_1, \quad (13)$$

де  $k$  - стала Больцмана,

$\Delta f$  - смуга частот вимірюваної шумової напруги,

$q = 4k\Delta f$  - постійний коефіцієнт.

Тоді вихідна напруга  $U_{21}$  згідно з виразами (12) та (13) дорівнює:

$$U_{21} = 2K^2 K_1 K_2 S_{17} K_{18} S_{19} K_{20} T_x R_2 q = 2\alpha K^2 K_1 K_2 q T_x, \quad (14)$$

де  $\alpha = S_{17} K_{18} S_{19} K_{20} R_2$  - результуючий коефіцієнт перетворення одноканального тракту.

Отже, згідно виразу (14), при роботі пристрою у першому режимі вихідна напруга  $U_{21}$  прямо пропорційна вимірюємі температурі  $T_x$  чутливого елемента 1 на досліджуваній ділянці органу або тканини 29, а також не залежить від еквівалентного опору  $R_1$  чутливого елемента 1, що забезпечує високу точність виконання вимірів температури. Виключення впливу значення опору чутливого елемента 1 на покази пристрою 23 виконується без відключення чутливого елемента 1 від входу вимірювального тракту, внаслідок чого рівень власних шумів не змінюється при комутації інвертуючого трансформатора 12 і не впливає на покази вимірювання. Також повністю виключається вплив власних шумів підсилювачів 10 і 11, трансформаторів 8 і 9 та шумів з'єднувальних дрітків. Відсутність перемикачів у колі постійного струму чутливого елемента 1 також забезпечує виключення впливу нелінійного опору чутливого елемента, що властиво досліджуваному середовищу живого організму.

Робота пристрою у другому режимі виконується наступним чином.

Ключ 25 замикається і на вихід автоматичного перемикача 15 у його першому положенні подається напруга:

$$\dot{U}'_{15} = \dot{U}_{w2} + K K_2 \dot{U}_x + \dot{U}_{26}, \quad (15)$$

де  $\dot{U}_{26}$  - комплексна напруга, яка створюється на резисторі 26 при замиканні ключем 25.

На виході суматора 16 формується сумарна шумова комплексна напруга:

$$\dot{U}'_{16} = \dot{U}_{w1} - K K_1 \dot{U}_x + \dot{U}_{w2} + K K_2 \dot{U}_x + \dot{U}_{26}. \quad (16)$$

У другому положенні перемикача 15, коли на вхід суматора не подається додаткова напруга  $\dot{U}_{26}$  на виході формується друга сумарна шумова напруга  $\dot{U}''_{16}$  виду (6).

Дисперсію напруг сумарних сигналів (6) та (16) можна представити у вигляді:

$$\bar{U}'_{16}{}^2 = \bar{U}_{w1}{}^2 + (K K_1 \bar{U}_x)^2 + \bar{U}_{w2}{}^2 + (K K_2 \bar{U}_x)^2 + 2K^2 K_1 K_2 \bar{U}_x^2 + \bar{U}_{26}{}^2, \quad (17)$$

$$\bar{U}''_{16}{}^2 = \bar{U}_{w1}{}^2 + (K K_1 \bar{U}_x)^2 + \bar{U}_{w2}{}^2 + (K K_2 \bar{U}_x)^2 - 2K^2 K_1 K_2 \bar{U}_x^2, \quad (18)$$

При неперервній роботі перемикача 15 на вході квадратичного детектора 17 формується модульована по амплітуді напруга, що складається з пакетів сумарних напруг з дисперсіями (17) та (18). При цьому коефіцієнт глибини модуляції виражається залежністю:

$$m = \left( \frac{\bar{U}'_{16}{}^2 - \bar{U}''_{16}{}^2}{\bar{U}'_{16}{}^2 + \bar{U}''_{16}{}^2} \right) = \frac{4K^2 K_1 K_2 \bar{U}_x^2 + \bar{U}_{26}{}^2}{2\bar{U}_{w1}{}^2 + 2\bar{U}_{w2}{}^2 + 2K(K_1 + K_2)\bar{U}_x^2 + \bar{U}_{26}{}^2}. \quad (19)$$

Напруга  $U_{17}$  частоти комутації  $F$  підсилюється підсилювачем низької частоти 18, випрямляється синхронним детектором 19 та згладжується фільтром нижчих частот 20:

$$U'_{20} = \frac{S_{17} K_{18} S_{19} K_{20}}{2} (4K^2 K_1 K_2 \bar{U}_x^2 + \bar{U}_{26}{}^2), \quad (20)$$

Вихідна напруга операційного підсилювача пропорційна відношенню опорів резисторів  $R_1$  та  $R_2$ :

$$U'_{21} = \frac{S_{17} K_{18} S_{19} K_{20} R_2}{2R_1} (4K^2 K_1 K_2 \bar{U}_x^2 + \bar{U}_{26}{}^2), \quad (21)$$

Тепловими шумами другого резистора 26 у порівнянні з падінням напруги від вихідного струму перетворювача 24 можна знехтувати. Тоді падіння напруги на другому резисторі 26:

$$U_{26} = S_{24} \sqrt{U_{21}} R_{26}, \quad (22)$$

$S_{24}$  - крутизна перетворення вхідної напруги перетворювача 24 у струм.

Враховуючи залежність (21), вихідна напруга  $U_{21}$  має вигляд:

$$U'_{21} = \frac{S_{17} K_{18} S_{19} K_{20} R_2}{2R_1} (4K^2 K_1 K_2 \bar{U}_x^2 + R_3 \beta U'_{21}), \quad (23)$$

де  $R_3$  - опір другого резистора 26,  $\beta = R_3 S_{24}^2$  - коефіцієнт зворотного зв'язку.

Якщо вибрати значення опорів  $R_3$  та  $R_4$  другого та третього резисторів 26 та 27 близькими до значення опору чутливого елемента 1 досліджуємої ділянки органу або тканини ( $R_3 = R_4 \approx R_1$ ), то враховуючи (14), отримуємо:

$$U'_{21} = \frac{\alpha}{2R_1} (4K^2 K_1 K_2 \bar{U}_x^2 + R_3 \beta U'_{21}), \quad (24)$$

Наявність другого резистора 27 з умовою  $R_3 = R_4$  виключає вплив теплових шумів резисторів 26 та 27 на глибину модуляції (19) і, як наслідок, на результат виміру температури.

Підставивши значення  $\bar{U}_x^2$  з виразу (13) в (23), отримуємо:

$$U'_{21} = \frac{2\alpha K^2 K_1 K_2 q}{(1 - 0,5\alpha\beta)} T_x. \quad (25)$$

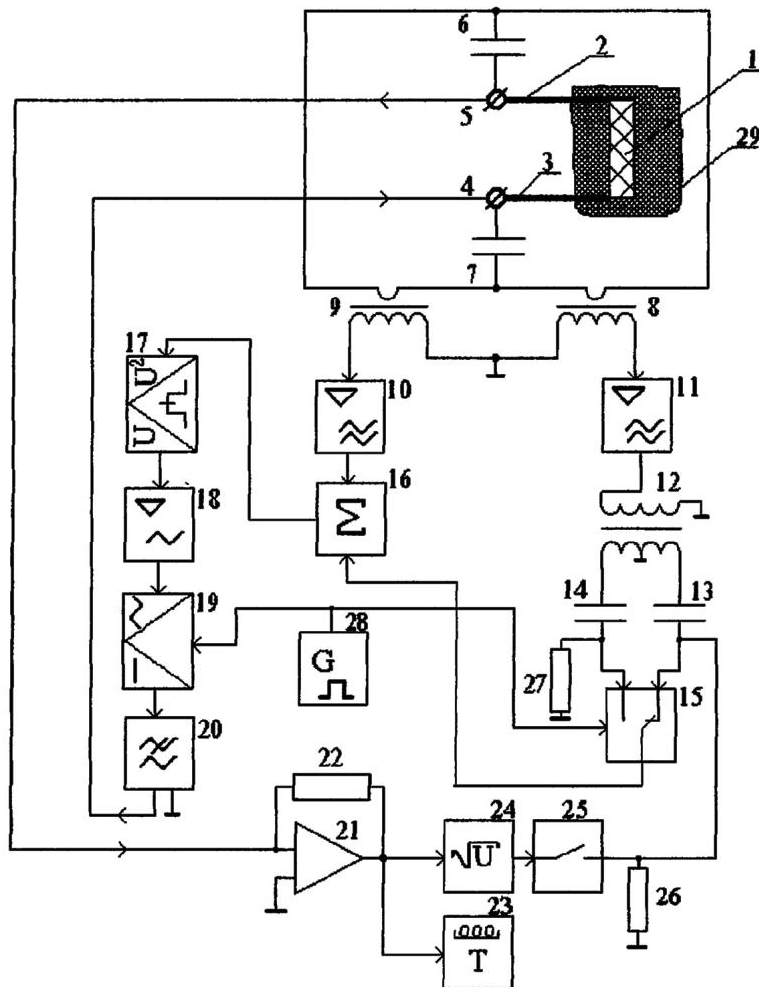
Отже, при роботі пристрою у другому режимі введення додатного зворотного зв'язку спричинює збільшення глибини модуляції (19) і, як наслідок, збільшується чутливість при виконанні вимірів температури. При цьому на покази вимірюємої температури не впливає значення нелінійного та нестабільного опору чутливого елемента 1. Як показує вираз (24) при умові, коли  $(0,5\alpha\beta \rightarrow 1)$  чутливість виконання вимірів

збільшується, а при умові,  $(0,5\alpha\beta=1)$  чутливість виконання вимірів теоретично збільшується нескінченно, а практично це обмежується виникненням автоколивань. Якщо, наприклад, вибрати  $0,5\alpha\beta\approx 0,99$ , то відношення напруг (25) та (14):

$$\frac{U_{21}}{U'_{21}} = 100, \quad (26)$$

тобто при наявності зворотного зв'язку чутливість збільшиться у 100 разів.

Запропонований термощумовий пристрій дозволяє виконувати вимірювання температури внутрішніх органів людини та тварини у діапазоні  $(35 - 45)^\circ\text{C}$  з похибкою не більше  $0,1\text{K}$  та чутливістю  $0,05^\circ\text{C}$ , а при введенні додаткового зворотного зв'язку з чутливістю  $0,001^\circ\text{C}$  без шкідливого впливу на досліджувану ділянку тіла.



Фіг.