



УКРАЇНА

(19) UA (11) 75814 (13) C2
(51) МПК (2006)
A61B 6/02
G01K 13/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(54) РАДІОТЕРМОМЕТР З ФУНКЦІЄЮ НЕІНВАЗІВНОГО ВИЗНАЧЕННЯ ЛОКАЛІЗАЦІЇ ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ У ВНУТРІШНІХ ТКАНИНАХ ЛЮДИНИ

1

2

(21) 20041008036

(22) 04.10.2004

(24) 15.05.2006

(46) 15.05.2006, Бюл. № 5, 2006 р.

(72) Аврунін Олег Григорович, Азархов Олександр Юрійович, Булгаков Віталій Іванович, Сакало Сергій Миколайович, Семенець Валерій Васильович

(73) ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

(56) RU 2082118, 20.06.1997

SU 1506340, 07.09.1989

US 4527162, 02.07.1985

US 6543933, 08.04.2003

(57) Радіотермометр з функцією неінвазивного визначення локалізації температурних аномалій у внутрішніх тканинах людини, який містить приймальну антену, вихід якої з'єднаний з першим входом перемикача, вихід якого з'єднаний з першим входом циркулятора, вихід якого з'єднаний з входом радіометричного блока перший вихід якого з'єднаний з другим входом перемикача, який відрізняється тим, що введені інтегратор з регульованою постійною часу, оптико-електронний перетворювач, генератор струму, датчик поверхневої температури антени, цифровий індикатор, другий вихід радіометричного блока з'єднаний з другим входом циркулятора, а третій - через інтегратор з регульованою постійною часу з входом оптико-електронного перетворювача, вихід якого з'єднаний з першим входом диференційного аналого-цифрового перетворювача, а другий вхід інтегратора з'єднаний з першим виходом генератора струму, другий вихід якого з'єднаний з входом датчика поверхневої температури антени, вихід якого з'єднаний з другим входом диференційного аналого-цифрового перетворювача, вихід якого з'єднаний з цифровим індикатором, а датчик поверхневої температури антени та приймальна антена виконуються в єдиному модулі.

Винахід відноситься до області медицини, а власне до діагностики, і може бути використаний для визначення зон температурних аномалій глибоко-розташованих тканин при діагностиці захворювань внутрішніх органів людини.

Відомий НВЧ-термометр Гаєвського [Поляков В.М., Шмаленюк А.С. СВЧ термография и перспективы ее развития. Применение в медицине и народном хозяйстве. М.: ЦНИИ "Электроника", 1991.- с. 28-33], що містить антену, радіочастотний блок, який містить модулятор, циркулятор, СВЧ-підсилювач та квадратичний детектор; блок обробки інформації, який містить генератор шуму, перемикач режиму роботи, підсилювач низької частоти, пристрій управління, суматор, компаратор, аналого-цифровий перетворювач, синхронні детектори, комутатор; та блок відображення із

цифровим індикатором. Результатом вимірювання є середнє значення температури у вибраній зоні за період 6 с.

Однак у даному НВЧ-термометрі використовується відносно великий період проведення одного вимірювання, що не дозволяє проведення ефективного аналізу розподілу температури для визначення аномальних зон, а складна схема перетворень сигналів знижує завадостійкість та точність вимірювань.

Найбільш близьким за сукупністю ознак є радіотермограф РТМ-01-РЕС [Вайсблат А.В. Радиотермография как метод диагностики в медицине. М.: Издатель НЦЗД РАМН, 2003.- С. 44-57], що містить приймальну антену, вихід якої з'єднаний з першим входом перемикача, вихід якого з'єднаний з першим входом циркулятора, вихід якого

(13) C2

(11) 75814

(19) UA

з'єднаний з входом радіометричного блоку, перший вихід якого з'єднаний з другим входом перемикача, а другий - з входом вимірювального термоблоку, перший вихід якого з'єднаний з другим входом циркулятора, а другий - через інструментальний підсилювач з першим входом перемикача режимів, другий вхід якого з'єднаний з виходом датчика інфрачервоного випромінювання, а вихід - через аналого-цифровий перетворювач з входами цифрового індикатора та ПЕОМ. У даному пристрою використовується принцип вимірювання температури внутрішніх органів, що заснований на порівнянні потужностей НВЧ-сигналів з внутрішніх тканин та вимірювального термоблоку, в якому застосовується елемент Пелт'є. Період проведення одного вимірювання температури становить 15 с.

Однак в даному радіотермографії використовується складна елементна база, що суттєво обмежує можливість серійного виробництва пристрою, а відносно великий час щодо проведення одного вимірювання не дозволяє виконувати безперервний контроль градієнту температури та проводити ефективне визначення зон температурних аномалій.

В основу винаходу поставлена задача створення такого радіотермометра з функцією неінвазивного визначення локалізації температурних аномалій у внутрішніх тканинах людини, який дозволяв би за рахунок застосування для перетворення сигналу оптико-електронного перетворювача, інтегратора з регульованою постійною часу та датчика поверхневої температури антени, підвищити точність та завадостійкість вимірювань, зменшити час отримання даних і проводити діагностику у режимі сканування для ефективного визначення локалізації температурних аномалій у внутрішніх тканинах людини.

Такий технічний результат може бути досягнутий, якщо в радіотермометрі з функцією неінвазивного визначення локалізації температурних аномалій у внутрішніх тканинах людини, який містить приймальну антену, вихід якої з'єднаний з першим входом перемикача, вихід якого з'єднаний з першим входом циркулятора, вихід якого з'єднаний з входом радіометричного блоку, перший вихід якого з'єднаний з другим входом перемикача, згідно з винаходом введені інтегратор з регульованою постійною часу, оптико-електронний перетворювач, генератор струму, датчик поверхневої температури антени, цифровий індикатор, другий вихід радіометричного блоку з'єднаний з другим входом циркулятора, а третій - через інтегратор з регульованою постійною часу з входом оптико-електронного перетворювача, вихід якого з'єднаний з першим входом диференційного аналого-цифрового перетворювача, а другий вхід інтегратора з'єднаний з першим виходом генератора струму, другий вихід якого з'єднаний з входом датчика поверхневої температури антени, вихід якого з'єднаний з другим входом диференційного аналого-цифрового перетворювача, вихід якого з'єднаний з цифровим індикатором, а датчик поверхневої температури антени та приймальна антена виконуються в єдиному модулі.

Таким чином за рахунок застосування в радіотермометрі з функцією неінвазивного визначення локалізації температурних аномалій у внутрішніх тканинах людини оптико-електронного перетворювача, інтегратора з регульованою постійною часу, та конструктивного виконання приймальної антени і датчика поверхневої температури антени у єдиному модулі, досягається підвищення точності та завадостійкості вимірювань, зменшення часу отримання даних і можливість проведення діагностики у режимі сканування для ефективного визначення локалізації температурних аномалій у внутрішніх тканинах людини.

На Фіг.1 наведена електрична структурна схема радіотермометра з функцією неінвазивного визначення локалізації температурних аномалій у внутрішніх тканинах людини.

Радіотермометр з функцією неінвазивного визначення локалізації температурних аномалій у внутрішніх тканинах людини містить приймальну антену 1, вихід якої з'єднаний з першим входом перемикача 2, вихід якого з'єднаний з першим входом циркулятора 3, вихід якого з'єднаний з входом радіометричного блоку 4, перший вихід радіометричного блоку 4 з'єднаний з другим входом перемикача 2, другий вихід радіометричного блоку 4 з'єднаний з другим входом циркулятора 3, а третій - через інтегратор 5 з регульованою постійною часу з входом оптико-електронного перетворювача 6, вихід якого з'єднаний з першим входом диференційного аналого-цифрового перетворювача 7, другий вхід інтегратора 5 з'єднаний з першим виходом генератора 8 струму, другий вихід якого з'єднаний з входом датчика 9 поверхневої температури антени, вихід якого з'єднаний з другим входом диференційного аналого-цифрового перетворювача 7, вихід якого з'єднаний з цифровим індикатором 10.

Радіотермометр працює таким чином: вимірювання внутрішньої температури тканин проводиться за контактної методикою. Приймальна антена 1 прикладається до шкіри пацієнта у відповідності з проекцією досліджуваного органа, чи його частини і для прийому НВЧ сигналу з частотою 4 ГГц. Прийнятий сигнал проходить через перемикач 2 та циркулятор 3, частоти функціонування яких (2 кГц та 4 кГц відповідно) задаються у радіометричному блоку 4, у якому виконується фільтрація та підсилення прийнятого сигналу для визначення інформаційних складових, що пропорційні глибинній температурі. З радіометричного блоку 4 оброблений сигнал подається до інтегратора 5 з регульованою у межах 1-10 постійною часу, з якого усереднені значення вимірювань подаються до оптико-електронного перетворювача 6, що виконує функції гальванічної розв'язки та підвищення завадостійкості. Генератор 8 струму забезпечує живлення оптико-електронного перетворювача 6 та датчика 9 поверхневої температури антени, що змонтований у єдиному конструктивному модулі з прийомною антеною 1 для зменшення впливу параметрів зовнішнього середовища на температуру досліджуваного об'єкту. Результати вимірювань глибинної (з оптико-електронного пе-

ретворювача 6) та поверхневої (з датчика 9) температур подаються до різнополярних входів 8-ми розрядного диференційного аналого-цифрового перетворювача 7, з якого цифровий різницець сигнал подається до цифрового індикатора 10. Точність вимірювань складає 0.2°C в діапазоні температур з 28 до 60°C . Зменшення періоду усе-

реднення до 1 с за рахунок регулювання постійної часу у інтеграторі 5 дозволяє проводити діагностику глибинної температури органів пацієнта у режимі сканування для побудови термо-топографічної картини досліджуємої області та визначення координат розташування аномальних зон.

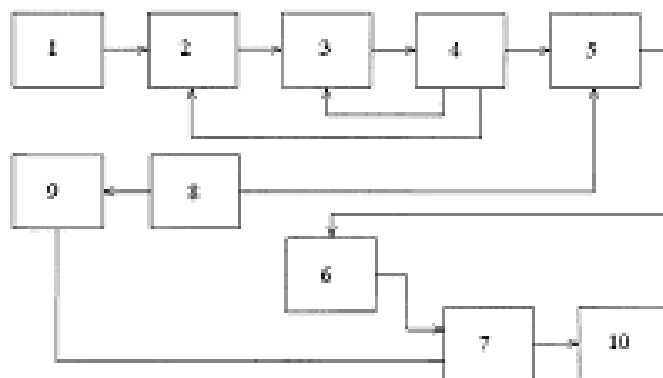


Fig.1