



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **25896** (13) **U**  
(51) МПК (2006)  
**A61B 5/00**  
**A61B 5/01**

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

**(54) АПАРАТУРА ДЛЯ ЦИФРОВОЇ КОНТАКТНОЇ ТЕРМОГРАФІЇ**

1

(21) u200704263

(22) 17.04.2007

(24) 27.08.2007

(46) 27.08.2007, Бюл. № 13, 2007 р.

(72) Білошенко Віктор Олександрович, Дорошев Валентин Давидович, Карначов Олександр Сергійович

(73) ДОНЕЦЬКИЙ ФІЗИКО-ТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМ.О.О.ГАЛКІНА НАН УКРАЇНИ

(57) 1. Апаратура для цифрової контактної термографії, переважно для ранньої діагностики онкологічних захворювань, що містить телеметричні мікропроцесорні інтелектуальні датчики температури, розміщені на поверхні матричного термосканера вибраної форми, підключені через спільну трипровідну шину до персонального комп'ютера з формуванням на його моніторі карти розподілу температур, яка **відрізняється** тим, що вона виконана у вигляді набору пристроїв у складі жорсткого і гнучких термосканерів, окремого цифрового термометра, пасивних термостатів для зберігання і калібрування датчиків вказаних термосканерів; апаратних інтерфейсів до портів комп'ютера, забезпечених пристроями безпечної гальванічної розв'язки з електричною мережею живлення комп'ютера.

2. Апаратура за п. 1, яка **відрізняється** тим, що жорсткий термосканер для отримання термограм молочних залоз виконаний у вигляді плати з тонкого фольгованого текстоліту, в якій пробито 36 отворів для розміщення датчиків фірми Dallas Semiconductor типу DS18B20U в корпусах  $\mu$ SOP з кріпленням паянням чотирьох виводів кожного датчика до залишених малих контактних площадок фольги, в проміжках між датчиками плата перфорована, як з'єднувальні провідники використані провідники з низькою теплопровідністю з нержавіючої сталі, робоча поверхня плати покрита лаком на поліуретановій основі, стійким до дезінфекційних розчинів на основі етилового спирту, перфорована плата з датчиками прикріплена до перфорованої обичайки з нержавіючої сталі, усередині обичайки розташована стільникова опора, обичайка з'єднана з діелектричною основою, до якої прикріплена капронова ручка, забезпечена тепловідбиваючим екраном.

2

3. Апаратура за п. 1, яка **відрізняється** тим, що гнучкий термосканер для відтворення температурних карт кінцівок, хребта, грудної клітки пацієнта виконаний по деревоподібній схемі у вигляді двох однакових гнучких матриць для одночасної диференційної діагностики симетричних частин тіла пацієнта, що містять по 50 датчиків температури DS18B20U фірми Dallas Semiconductor в кожній матриці з розташуванням 5 датчиків по ширині і 10 датчиків по висоті, з формуванням обома частинами простих квадратних решіток, датчики розміщені в центрах шайб з фольгованого текстоліту, в центрі кожної з шайб виконаний квадратний отвір для установки датчика, виводи датчиків припаюються до невеликих контактних площадок з мідної фольги на зворотному боці шайб, гнучка основа виконана з капронової тканини, просоченої з обох боків полімером, а вказані шайби приклеюються до гнучкої основи контактним клеєм з невеликим виступом площини датчика над її поверхнею і пришиваються тонкою кевларовою ниткою, комунікаційні провідники виконані з нержавіючої сталі, зігнуті змійкою і розміщені із зворотної сторони гнучкої основи, а зверху заклеєні тонкою гумованою тканиною з використанням еластичного неопренового клею.

4. Апаратура за п. 1, яка **відрізняється** тим, що окремий термометр для диференційної діагностики стану лімфовузлів розміщений на кінці тонкостінної трубки з полімерного матеріалу, а електричні виводи його виконані з провідників з низькою теплопровідністю з нержавіючої сталі.

5. Апаратура за п. 1, яка **відрізняється** тим, що апаратний інтерфейс для порту LPT комп'ютера виконаний у вигляді контролера однопровідного протоколу, схема гальванічної розв'язки виконана з використанням розробленої оптопари з повітряним проміжком, здатним витримати електричну напругу в десятки кіловольт, а оптопара виготовлена у складі над'яскравого світлодіода червоного кольору і фотоприймача з швидкодією обох менше 1 мкс, а також забезпечений двома джерелами живлення, з яких одне джерело +5В - мережне, стабілізоване і захищене від перенапруження, друге - батарейне джерело у складі 4-х елементів типу R14C по 1,5 В для живлення каскадів, гальванічно розв'язаних від вказаного порту LPT, і

(13) **U**

(11) **25896**

(19) **UA**

схемою включення-виключення батарейного джерела, та також схемою контролю його напруги.

6. Апаратура за п. 1, яка **відрізняється** тим, що апаратний інтерфейс порту USB комп'ютера виконаний на базі адаптера DS9094 фірми Dallas Semiconductor і додатково забезпечений схемою гальванічної розв'язки, схемою контролю напруги джерела живлення датчиків - батареї гальванічних елементів, схемою включення-виключення живлення датчиків.

7. Апаратура за п. 1, яка **відрізняється** тим, що вона забезпечена пасивним термостатом для розміщення жорсткого сканера, виконаним у ви-

гляді алюмінієвої ємності кубічної форми з товстими стінками, термоізолюваної від зовнішнього корпусу шаром пінополістиролу і забезпеченої термоізолюваною кришкою термостата.

8. Апаратура за п. 1, яка **відрізняється** тим, що вона забезпечена пасивним термостатом для гнучких матриць термосканера, виконаним у вигляді плоского контейнера з алюмінію, ізолюваного від зовнішнього корпусу пінополіетиленовою ізоляцією, в який поміщають обидві матриці гнучкого термосканера в плоскій ванні, виконаній з нержавіючої сталі.

Корисна модель відноситься до діагностичної апаратури в галузі медицини, конкретно онкології, і може знайти широке застосування як первинна безпечна апаратура переважно для організації скринінгу - масового профілактичного обстеження жінок на наявність ознак онкологічних захворювань молочної залози, а також незалежно від статі, виявлення та дослідження захворювань кісток і суглобів кінцівок, грудної клітки, хребта, для контролю стану периферичного кровопостачання і т.п.

Відомо, що рак молочної залози (РМЗ) - ведуча причина жіночої смертності (И.Н. Дыкан. Передовые технологии диагностики рака молочной железы. - Здоровье женщины, 2003, 2(14), с.131-132 [1]). Щороку в світі реєструється більш ніж півмільйона нових випадків РМЗ. З них в нашій країні - більше ніж 14 тисяч. Кожну годину в Україні за цієї причини вмирає одна жінка. У 2000 році захворюваність РМЗ по Україні становила 58.2 випадки на 100 тисяч жіночого населення (світовий стандарт - 37.3). Смертність на 100 тисяч жінок в нас в 1.5-2 рази вища, ніж в розвинутих країнах, і не має тенденції до зниження. Навпаки, за останні 10 років вона виросла вдвічі. При цьому в Україні досі немає програми масового маммографічного скринінгу і діагностики.

Первинний рак кісткової і хрящової тканини характеризується набагато меншою частотою, складаючи приблизно 0.2% від всіх форм раку. Показник захворюваності 1.6 на 100 тисяч населення, а максимальний показник - 4 на 100 тисяч населення у віковій групі 75-79 років (Противораковое общество России. «Злокачественные опухоли костной и хрящевой ткани». [http://pror.ru/forms\\_big\\_bone.shtml](http://pror.ru/forms_big_bone.shtml) [2]). Проте, метастатичні (вторинні) пухлини кісток мають набагато більшу частоту, особливо при РМЗ, раку простати і ін. формах первинного раку, досягаючи при поширеному раку 65-75% випадків. Слід зазначити, що у дітей до 15 років пухлини опорно-рухового апарату складають 11.45% від всіх зареєстрованих пухлин. Тому своєчасне виявлення кісткових пухлин у дітей і диференціація їх від злоякісних є актуальною задачею (Закревский Л.К., Ляндрес З.А. «Доброкачественные опухоли у детей» <http://likar.org.ua/content/view/5173/318/leng.ru> [3].)

Єдиним надійним засобом боротьби з цим злом є раннє виявлення захворювання, на його доклінічній фазі, коли розміри новостворення, наприклад при РМЗ, не перевищують 0.5-1см (М.М. Власова. Обоснование и принципы маммографического скрининга рака молочной железы. - Terra Medica, 2002, 2, с.20-21 [4]). В такому разі в результаті вчасно проведеного лікування 95 % хворих видужують. З метою раннього виявлення РМЗ в розвинутих країнах світу проводиться широкомасштабний скринінг жінок. Основним інструментом такого скринінгу є рентгенівська маммографія [1]. Вона зарекомендувала себе як надійний і чутливий спосіб для виявлення пухлинних захворювань молочної залози. Досить часто використовуються також прилади безконтактної термометрії - тепловізори (Основы клинической дистанционной термодиагностики. - «Здоров'я», Киев, 1988 [5]). При комплексному обстеженні разом з ультразвуковими та гістологічними дослідженнями вони дозволяють досить надійно діагностувати рак молочної залози та інші пухлинні захворювання.

Способи діагностики, які варто застосовувати для широкомасштабного скринінгу, мають бути абсолютно нешкідливими для здоров'я людини. З цієї точки зору рентгеномаммографія і рентгенографія взагалі не можуть бути застосовані дуже часто, тому що при передозуванні рентгенівського опромінювання виникає загроза виникнення індукційованого цим випромінюванням раку.

Найбільш безпечними для здоров'я є термометричні методи - дистанційні та контактні. Відомо, що обмін речовин в пухлині значно більший, ніж в інших клітинах. На біохімічному рівні в пухлинній клітині накопичуються вуглеводи («пастка для глюкози»). Ці процеси супроводжуються значним виділенням енергії, що викликає підвищення температури у місці знаходження пухлини. Відомо також, що така температурна аномалія проецується на поверхню шкіри, причому розміри плями з підвищеною температурою на поверхні в декілька разів перевищують розміри самого джерела і взагалі залежать від глибини розташування пухлини та її розміру. Таким чином, по розподілу температури на поверхні шкіри можна судити про наявність або відсутність запалення всередині, про розмір пухлини та її локалізацію. На цьому базу-

ються термометричні методи діагностики. В статті О.О. Вишневського (мол.), Б.Б. Розенфельда та ін. «Диагностика рака молочной железы с использованием фиксированных параметров термограмм». - Хирургия, №5, 1976, с.46-48 [6] було показано перспективність використання якісно-кількісних методів оцінки термограм, отриманих за допомогою тепловізора, приведено оцінку таких діагностичних параметрів, як різниця температур між просторово симетричними точками термограми, площі термосмуг заданої температури, середньозважені температури та інших.

Оскільки при здійсненні скринінгу треба обстежити велику кількість людей, процедура обстеження не повинна забирати багато часу. Крім того, спосіб має бути недорогим і простим в експлуатації. Нарешті, апаратура має бути компактною, щоб давати змогу працювати в режимі пересувних обстежувальних пунктів або лабораторій. Між тим, тепловізори потребують досить великих, обладнаних кондиціонерами приміщень, застосування криогенної рідини (азоту), достатньо складної процедури калібровки апаратури тощо. Це робить дуже сумнівною перспективу їх використання для мамологічного скринінгу.

Для скринінгу потрібно мати змогу за найменший час і з найбільшою достовірністю отримувати температурну карту потрібної ділянки тіла. Для цього найбільше підходять саме контактні методи за умовою наявності великої кількості прикріплених до тіла термосенсорів. Спроби отримати температурні карти тіла людини за допомогою контактних термосенсорів робилися неодноразово (Л.П. Булат, Д.Д. Гуцал, А.П. Мягкета, М.Е. Чайнюк. Полупроводниковые термоэлектрические тепломеры для медико-биологических исследований // Тезисы докладов IV Всесоюзной конференции «Тепловизионная медицинская аппаратура и практика ее применения». - Ленинград, октябрь 1988. - П224 [7]. Ю.Н. Глухов, В.Н. Кошелев, О.Л. Перцов. Сравнительные измерения температуры кожи неконтактными и контактными методами // Тезисы докладов Всесоюзной конференции «Тепловизионная медицинская аппаратура и практика ее применения». - Фрунзе, апрель 1985. - 20Б. [8]). Але всі вони через проблеми комутації, калібровки та розміщення сенсорів обмежувалися лише декількома точками спостереження і не могли бути придатними для вищевизначених цілей.

Поставлена задача вирішується завдяки застосуванню сучасної системи цифрової контактної термометрії великих площ поверхні тіла шляхом використання термосенсорів на базі інтелектуальних датчиків температури, візуалізації зображення температурних карт і математичної обробки первинних термограм.

В результаті ретельного вивчення стану питання ранньої діагностики онкологічних захворювань, а також проведених за останні 3-4 роки експериментальних досліджень встановлено, що сучасна цифрова термографія мало в чому поступає рентгенографії і навіть дозволяє у ряді випадків діагностувати можливий розвиток хвороби на більш ранньому етапі.

Вся розроблена авторами багатоцільова апаратура у вигляді термографа контактної цифрової (ТКЦ) об'єднана єдиною технологією контактної цифрової термометрії великих площ поверхні тіла, яка базується на використанні сучасних інтелектуальних датчиків температури, цифровому обміні інформацією, комп'ютерній обробці даних. Для зв'язку датчиків з комп'ютером запроваджена технологія MicroLAN (Miniature Local Area Network - мікролокальна мережа), розроблена фірмою Dallas Semiconductor. В основу роботи MicroLAN покладено організацію зв'язку комп'ютера з периферійними пристроями через однопровідну шину. Однопривідна шина являє собою систему, що складається з одного керуючого пристрою - майстра шини і одного чи багатьох помічників (датчиків та інших пристроїв). Апаратура дозволяє реєструвати патологічні процеси в організмі людини, що супроводяться зміною локальної температури на відповідних ділянках поверхні тіла. Виявлені істотні переваги розробленого комплексу апаратури (ТКЦ) в порівнянні з іншими пристроями, а саме:

- висока точність реєстрації температурних карт;
- повна безпека для здоров'я пацієнта;
- зручність експлуатації;
- мобільність;
- невисока вартість.

Як прототип, співпадаючий за призначенням і описом низки конструктивних ознак, вибране конструктивне рішення, відображене в описі до [патенту України №70110, А61В 5/00 на спосіб]. Загальними ознаками прототипу і рішення, що заявляється, є апаратура для цифрової контактної термографії, що містить телеметричні мікропроцесорні інтелектуальні датчики фірми Dallas Semiconductor, розміщені на поверхні матричного термосканера обраної форми, підключені через загальну трьохпровідну шину до персонального комп'ютера для отримання і формування на його моніторі карти розподілу температури. Апаратура, що застосовувалася в прототипі, була пошуковою розробкою, призначеною для вирішення однієї задачі, тобто не була багатофункціональною. Вона не пройшла стадію істотної модернізації після експериментальних перевірок в умовах медичних установ на великому числі пацієнтів. В основу корисної моделі, що заявляється, поставлена задача удосконалення експериментального пристрою для діагностики онкологічних захворювань молочної залози шляхом перетворення його в багатофункціональний діагностичний комплекс, в якому за рахунок модифікації конструкцій термосканерів і апаратних інтерфейсів зв'язку термосканерів з комп'ютером забезпечуються при малому часі вимірювання точність, достовірність отримання на моніторі комп'ютера температурної карти ділянки поверхні тіла, що вимірюється, а також підвищена безпека експлуатації як для пацієнтів, так і для обслуговуючого персоналу, компактність і мобільність для застосування за межами клінік. Важливим чинником, особливо при вирішенні задач регулярного профілактичного обстеження великих контингентів населення, є невисока вартість указанного комплексу апаратури.

Поставлена задача розв'язується тим, що комплекс апаратури для цифрової контактної термографії, переважно для скринінгового обстеження населення, який включає телеметричні мікро-процесорні інтелектуальні датчики температури, розміщені на поверхні матричного термосканера вибраної форми, підключені через загальну трьох-дровідну шину до персонального комп'ютера з формуванням на його моніторі карти розподілу температури, згідно з корисною моделлю виконаний у вигляді набору пристроїв у складі жорстких і гнучких термосканерів, термометра для обстеження лімфовузлів, пасивних термостатів для зберігання і калібровки датчиків температури вказаних термосканерів; апаратних інтерфейсів до портів комп'ютера LPT і USB, забезпечених пристроями безпечної гальванічної розв'язки з електричною мережею живлення комп'ютера.

Стандартна комплектація апаратури для цифрової контактної термографії і конкретне виконання окремих пристроїв з вказаного набору апаратури приведена на Фіг.2-6 і в подальшому більш детальному описі пристроїв і їх роботи.

Фіг.1, де приведена блок-схема термографа;

Фіг.2, де приведений загальний вигляд трьох пристроїв термографа контактного цифрового:

- жорсткого термосканера для вимірювання температури поверхні молочних залоз контактним методом в багатьох точках, за допомогою якого здійснюється перетворення температури в двійковий код;

- апаратного інтерфейсу, який зв'язує термосканер з комп'ютером і здійснює гальванічну розв'язку між ними;

- пасивного термостату, в якому зберігається вказаний термосканер і проводиться калібровка датчиків;

Фіг.3, де приведена внутрішня побудова жорсткого термосканера;

Фіг.4, де приведений загальний вигляд матриці гнучкого термосканера (із зовнішньої і внутрішньої сторін);

Фіг.5, де показаний термометр для обстеження лімфовузлів;

Фіг.6, де показаний пасивний термостат для гнучкої матриці термосканера;

Фіг.7, де наведені приклади отриманих термограм: здорової жінки (Фіг.7а), вузлової форми раку правої залози (Фіг.7б), дифузної форми раку правої залози (Фіг.7в), пухлинного захворювання плечового суглоба (Фіг.7г).

Конструктивні особливості термосканера для отримання термограм молочних залоз (Фіг.3) полягають в наступному. Плата з датчиками прикріплена до перфорованої обічайки заввишки 25мм, що виконана з нержавіючої сталі завтовшки 0.1мм, яка, в свою чергу, з'єднана з діелектричною основою. До основи прикріплена капронова ручка, споряджена тепловідбиваючим екраном, який служить для зменшення впливу руки оператора на показання датчиків. З ручки виходить трьохпровідний гнучкий кабель, споряджений конектором для підключення до апаратного інтерфейсу.

Реалізована легка, ажурна конструкція, котра дозволила звести до мінімуму теплову інерцію

сканера, внаслідок чого теплова рівновага під час кожного позиціонування досягається всього за 10 секунд. Перфорація плати та обічайки практично повністю виключає «парниковий» ефект, оскільки відведення тепла та вологі від тіла людини не затруднене. Для придання всій конструкції жорсткості, яка запобігає прогину плати з датчиками під час вимірювань всередину сканера, між платою і основою встановлена легка стільникова опора, що складається з 12 тонких діелектричних пластин завтовшки 0.2мм. Шість пластин розташовані уздовж рядів датчиків і торкаються датчиків практично в одній точці, не викликаючи помітного тепловідводу; інші шість пластин, що скріплені з першими шістьма, розташовані перпендикулярно першим і торкаються основи. Така конструкція має велику жорсткість і стійкість в напрямку, перпендикулярному робочій поверхні сканера. Робоча поверхня плати покрита лаком на поліуретановій основі, стійким до дезінфікуючих розчинів на основі етилового спирту.

Вибір приведенного конструктивного рішення базується в наступному. Найкращим є варіант розміщення групи датчиків на плоскій поверхні так, щоб вони створювали квадратну матрицю, а отримання температурної карти відбувається шляхом послідовного позиціонування цієї матриці на поверхні залози. У цьому варіанті важливим є вибір оптимального розміру матриці і кількості датчиків в ній (інакше кажучи, кроку простої квадратної решітки). Аналіз існуючих термограм, що були отримані через інфрачервоні тепловізори, показав, що підвищене тепловиділення в пухлині проєктується на поверхню залози у вигляді теплових аномалій, розміри яких перевищують 1см. З цієї причини було обрано крок квадратної сітки датчиків 10мм. Матриця великого розміру за рахунок зменшення кількості позиціонувань скорочує час, потрібний для обстеження, але при цьому погіршується прилягання датчиків до опуклої поверхні залози, особливо на периферії матриці. Оптимальним виявився варіант матриці з  $6 \times 6 = 36$  датчиків, яка перекриває за одне позиціонування площу 36кв.см. Шляхом експерименту було встановлено, що залози малих і середніх розмірів потребують 4-х послідовних позиціонувань, у той час як велика залоза - 9 позиціонувань. Ці варіанти передбачені програмним забезпеченням термографа.

Щоб реалізувати такі суттєві переваги цифрової контактної термографії в порівнянні з дистанційною тепловізійною, як велика точність вимірювання локальної температури, високе температурне розділення, велика продуктивність, конструкція сканера повинна відповідати цілому ряду доволі суперечливих вимог. Плата, на якій розташовуються датчики, повинна мати малу масу і, як наслідок, теплоємність, щоб слабо впливати на початковий розподіл температури і не заважати його швидкому відтворенню. Це можливо досягти лише за рахунок потоншення матеріалу плати, але при цьому мають бути передбачені заходи по її зміцненню.

Теплопровідність проміжків між сусідніми датчиками (та електричних провідників, що з'єднують датчики в мережу) повинна бути зведена до міні-

муму, інакше сканер буде спотворювати тепловий контраст досліджуваного температурного розподілу. Для зменшення сталої часу сканера датчики повинні мати малі розміри і масу.

З серії датчиків DS18B20 був відібраний варіант DS18B20U в корпусах  $\mu$ SOP, оскільки вони мають малі розміри ( $\approx 3 \times 3 \times 1$  мм) і масу ( $\approx 25$  мг), плоску форму, що забезпечує хороший тепловий контакт з поверхнею молочної залози. Абсолютна точність вимірювання температури дорівнює  $\pm 0.5^\circ\text{C}$  в діапазоні температур від  $-55^\circ\text{C}$  до  $+125^\circ\text{C}$  і гарантується виробником. Але в районі кімнатних температур абсолютна похибка не перевищує  $\pm 0.2^\circ\text{C}$ , що підтверджується і нашими дослідженнями. Дискретність вимірювання температури дорівнює  $0.0625^\circ\text{C}$ . Безкорпусні датчики тієї ж фірми-виробника мають ще менші розміри і масу, але їх використання проблематично завдяки великій заявленій виробником похибці ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) і необхідності захищати датчики надійним діелектричним покриттям.

Плата, на якій розміщені 36 датчиків DS18B20U, вироблена з тонкого фольгованого текстоліта (завтовшки 0.25 мм). В платі пробиті 36 квадратних отвори, в які вставлені датчики таким чином, що їх виводи знаходяться з боку фольги, а на діелектричну сторону виходять корпуси датчиків, трошки підносячись над поверхнею плати. Для зменшення теплопровідності плата в проміжках між датчиками перфорована. Близько 97% фольги видалені травленням, залишені лише невеликі контактні площадки, до яких припаєні 4 виводи кожного датчика. Маса плати дорівнює  $\approx 1300$  мг, що тільки у 1.5 рази перевищує масу датчиків, які на ній розташовані. Щоб звести до мінімуму теплопровідність між датчиками, ми відмовилися від печатних мідних провідників, а замінили їх провідниками із нержавіючої сталі діаметром 0.1 мм. Оцінки показують, що теплопровідність трьох мідних печатних провідників довжиною 10 мм, завширшки 0.2 мм і завтовшки 0.05 мм дорівнювала б близько  $1.2 \cdot 10^{-3}$  Вт/К, а трьох застосованих провідників із нержавіючої сталі довжиною 18 мм дорівнює  $\approx 2 \cdot 10^{-5}$  Вт/К. Останньою величиною можна знехтувати, в той час як мідні печатні провідники викликали б небажане згладжування теплового контрасту досліджуваної поверхні тіла. Крім того, такі провідники обумовили б анізотропію теплопровідності, яка спотворювала б температурну карту, тому що при з'єднанні датчиків один з одним рядами по 6 штук, при теплопровідності плати проміж датчиками  $\approx 6 \cdot 10^{-5}$  Вт/К, теплопровідність вздовж рядів і в перпендикулярному напрямку відрізнялася б більше ніж в 10 разів.

Сканер споряджений пасивним термостатом, який необхідний для процедури «калібровки» датчиків. Ця процедура полягає в уточненні поправок на величини індивідуальних розкидів в показаннях датчиків, що дає змогу звести ці розкиди практично до 1-2 величин дискретності датчиків, тобто до  $0.1^\circ\text{C}$ . Термостат повинен забезпечувати ізотермічні умови і мати велику теплову інерцію. Сканер розміщується в алюмінієвій посудині кубічної форми зі стінками завтовшки 10 мм. Хороша теплопровідність алюмінію забезпечує ізотермічні умови по

всій поверхні матриці датчиків, а велика маса - інерційність. Ця посудина термоізолювана від зовнішнього корпусу шаром пінополістиролу завтовшки 8 мм. Кришка термостата і укладка із пінополіуретану запобігають конвекційним потокам повітря. Сканер в проміжках між сеансами (циклами) діагностичних обстежень повинен знаходитися в термостаті. В такому разі він на початок сеансу вже буде готовий до процедури калібровки.

Задача відтворення температурних карт поверхонь кінцівок, хребта, грудної клітини методом контактної цифрової термографії у зв'язку з великими площами органів та різноманітністю їх форм викликала потребу в розробці спеціального термосканера. Аналіз типових термограм при онкологічних захворюваннях кісток показав, що розміри теплових аномалій сягають 2-3 см і більше. Цей факт брався до уваги при виборі кроку сітки датчиків. Очевидно, що сканери мають бути гнучкими, а їх форма і конструкція повинні забезпечувати добре, без зморшок, прилягання до досліджуваної поверхні. Ми промодельовали різні конструкції сканерів, в результаті було обрано оптимальний варіант, зображений на Фіг.4.

Кожен з двох сканерів, що дозволяють проводити одночасну диференційовану діагностику симетричних ділянок тіла, складається з  $5 \times 10 = 50$  датчиків типу DS18B20U, які створюють просту квадратну решітку з кроком 20 мм. Сканер побудований за деревоподібною структурою. Він має центральний «стовбур» з 10 датчиками, від якого в кожен бік відгалужуються по 5 «гілок», кожна з яких несе 4 датчики і відділена від сусідньої гілки проміжком. В середині «гілок» також передбачені щілини - для поліпшення прилягання і зменшення парникового ефекту. З метою полегшення накладання датчиків на кінцівки кожна «гілка» закінчується металевою петелькою з нержавіючого дроту. За ці петельки закріплюються легкі гумові стяжки, що мають на своїх кінцях відповідні металеві гапчики. Передбачено також (як альтернативний спосіб) притискання сканерів до тіла за допомогою рідкої еластичної текстильної сітки, яка не порушує теплообміну.

Розглянемо докладніше деталі конструкції гнучких сканерів. Датчики розміщені в центрах шайб діаметром 13 мм, виготовлених з фольгованого текстоліту завтовшки 0.25 мм. Кожна шайба має в центрі квадратний отвір, в який вставляється датчик. Виводи датчика припаюються до невеликих контактних площадок з мідної фольги на зворотній стороні шайб. Гнучка основа сканера викроєна з капронової тканини, просоченої з обох сторін полімером; товщина матеріалу основи 0.5 мм. У місці розташування кожного датчика в основі зроблено отвір діаметром 8 мм. Шайби з датчиками приклеюються до гнучкої основи контактним клеєм і для надійності з'єднання пришиваються тонкою кевларовою ниткою діаметром 0.1 мм. Для цього близько до периметра кожної шайби зроблено 15 отворів діаметром 0.6 мм. Такий спосіб закріплення датчиків на сканері має ряд переваг. По-перше, шайби виступають над поверхнею основи, а датчики, в свою чергу, - над поверхнею шайб, що забезпечує хороший тепловий контакт датчиків з поверхнею

тіла. По-друге, забезпечується надійне підпаювання комунікаційних провідників до виводів датчиків і надійне закріплення самих датчиків на гнучкій основі.

Велика увага була приділена підбору матеріалу комунікаційних провідників і їх форми для забезпечення надійності електричних з'єднань при численних вигинах сканера в умовах експлуатації в поєднанні з малою теплопровідністю між сусідніми датчиками. Оцінки показали, що теплопровідність матеріалу основи між датчиками дорівнює приблизно  $2 \cdot 10^{-4}$  Вт/К. Теплопровідність трьох з'єднуючих провідників, що відповідають умовам надійності при численних вигинах сканера, повинна бути суттєво меншою цього значення. Таке очевидне рішення, як використання гнучкого багатожильного мідного дроту марки МГТФ з найменшим перерізом  $0.03 \text{ мм}^2$ , було відкинуто, оскільки теплопровідність відповідного містка  $\approx 18 \cdot 10^{-4}$  Вт/К. За критерієм малої теплопровідності допустимі дроти високого опору з константану, манганіну ( $\approx 0.3 \cdot 10^{-4}$  Вт/К при діаметрі  $0.1 \text{ мм}$ ) і нержавіючої сталі ( $\approx 0.12 \cdot 10^{-4}$  Вт/К).

Для виявлення ресурсу різних дротів щодо згину в умовах, близьких до реальних, було побудовано спеціальний дослідницький стенд з кроковим двигуном. Результати випробувань такі: константановий дріт витримав 64 тисячі вигинів, а дріт з нержавіючої сталі 12Х18Н10Т - більш ніж 90 тисяч. Останній дріт діаметром  $0.1 \text{ мм}$  і був реалізований в сканері, причому для підвищення надійності комунікаційні провідники були вигнуті «змійкою». Ці провідники розташовані із зворотного боку основи сканера і зверху заклеєні тонкою ( $0.1 \text{ мм}$ ) прогумованою тканиною з використанням еластичного неопренового клею. З'єднуючий гнучкий кабель надійно закріплений на спеціальній петлюсті в нижній частині сканера.

Окремий цифровий термометр (Fig.5), що використовується для диференційної діагностики стану лімфовузлів, розташований на кінці тонкостінної трубки з поліаміду, а вивідні провідники виконані з нержавіючої сталі з низькою теплопровідністю. Завдяки цьому мінімізовано тепловідвід і забезпечена мала інерційність.

Для гнучких сканерів було сконструйовано спеціальний пасивний термостат (Fig.6). Два сканери вкладаються одночасно у плоску ванночку з нержавіючої сталі, потім ванночка засовується в контейнер, виконаний з алюмінію завтовшки  $10 \text{ мм}$ . Контейнер термоізолюваний від зовнішнього корпусу двошаровою пінополіетиленовою ізоляцією і майларом. Завдяки великій теплопровідності алюмінію і великій товщині стінок контейнера в ньому створюються ізоtermічні умови, необхідні для процедури калібровки датчиків. Термостат також служить для зберігання сканерів при тривалих перервах у роботі.

Для діагностики захворювань хребта сканери треба накладати послідовно, один за одним, так, щоб їх довгі сторони були паралельні хребту. В цьому випадку діагностика не є диференційною. Надійний контакт сканерів з тілом забезпечується м'якими грузилами, причому між сканерами і гру-

зилами розташовуються пружні повітряпроникні прокладки. Позиція пацієнта - лежачи на животі.

Очевидно, що гнучкі сканери можуть виявитися корисними також для виявлення аномалій периферійного кровопостачання. Дослідження в цьому напрямку будуть виконані в подальшому.

Апаратні інтерфейси служать для зв'язку термосканерів з комп'ютером. Вони мусять перетворювати керуючі сигнали з комп'ютера на команди однопровідного протоколу, зрозумілого для датчиків температури. І навпаки, дані від датчиків мають бути перетворені на сигнали, зрозумілі комп'ютерній програмі. Це погодження протоколів включає логічні, часові та електричні аспекти. Крім погодження протоколів, інтерфейси мають забезпечувати гальванічну розв'язку комп'ютера від датчиків. Живлення датчиків (термосканерів) не повинне мати гальванічного зв'язку з електричною мережею, від якої відбувається живлення комп'ютера. Це необхідно для безпеки пацієнтів та обслуговуючого персоналу. З цього приводу живлення датчиків здійснюється від батареї гальванічних елементів. Для забезпечення надійної роботи датчиків і достовірності їх показань напруга джерела живлення повинна бути в межах  $4.5\text{--}5.5$  вольт. Отже, інтерфейси мають виконувати функцію контролю цієї напруги і вчасно повідомляти оператора про необхідність замінити батарею. У разі падіння напруги нижче дозволеного рівня інтерфейси мають надати комп'ютеру сигнал на припинення роботи програми. Усі ці функції виконуються розробленими в цьому проекті апаратними інтерфейсами.

Щоб забезпечити роботу термографа з комп'ютерами різної конфігурації, було розроблено два інтерфейси - для підключення до LPT і USB портів. Інтерфейс для LPT порта базується на оригінальному контролері однопровідного протоколу. Електрична схема не показана. В ньому для видачі команд на формування імпульсів однопровідного протоколу використовуються три біти регістра даних порта LPT - 0-й, 1-й і 2-й. Ще один біт цього регістра (7-й) використовується для вмикання-вимикання батареї живлення датчиків. Сигнал з нульового біта регістра даних служить для формування слота читання, слота запису одиниці та відсічки часового слота, яка фіксує момент закінчення дії будь-якого часового слота однопровідного протоколу. Сигнал з першого біта дає команду на формування слота запису нуля та затримки читання стану шини. Нарешті, другий біт видає команду на формування імпульсу збросу шини. Однопровідна шина підключена до колектора вихідного транзистора, в колекторний цеп якого включений підтягуючий резистор. Стан шини на протязі процедури обміну даними фіксується на зашпелці, виконаній на ТМ-тригері. Контроль стану шини, наявності або відсутності імпульсу присутності, стану сигналу відсічки здійснюється через біти регістра статусу порта LPT. Формування всіх імпульсів забезпечують мультівібратори з перезапуском. Схема гальванічної розв'язки інтерфейсу не показана.

Найбільш поширені методи гальванічної розв'язки базуються на застосуванні стандартних однокорпусних оптоелектронних діодно-діодних або

діодно-транзисторних пар, що складаються з випромінювача світла (світлодіода) та приймача світла (фотодіода або фототранзистора). Виробники оптичних пар гарантують електричну міцність твердотільної ізоляції на рівні декількох кіловольт, але використання стандартних оптопар в медичній практиці не допускається з-за можливості пробую зарядами статичної електрики. У зв'язку з цим в апаратних інтерфейсах були застосовані спеціально розроблені нами оптопари з повітряним проміжком довжиною 25мм, здатні витримати напругу в десятки кіловольт. Кожна оптопара складається з надяскравого світлодіода з світінням червоного типу і фотоприймача - фотодіода. Обидва елементи мають швидкодію краще 1мкс, що повністю задовільняє вимогам однопровідного протокола 1-Wire.

Блок апаратного інтерфейсу на базі порта LPT має два джерела живлення: сільове, стабілізоване і захищене від перенапруження джерело +5В, що постачає енергію оригінальному контролеру протокола 1-Wire та каскадам блока, гальванічно зв'язаним з портом LPT комп'ютера; батарейне джерело (4 елемента типа R14C по 1.5В) для живлення каскадів, гальванічно розв'язаних від порта LPT.

Сигнал логічної одиниці сьомого біта регістра даних порта LPT надходить до входів інвертора, котрий живить світлодіод відповідної термодари. Струм фотодіода тієї ж оптопари, посилений емітерним повторювачем на транзисторі, керує ключом джерела живлення, виконаним на транзисторі. В результаті напруга батареї живлення подається на каскади, що зв'язані з датчиками і через конектор на самі датчики. Мікросхема DS2438 служить для вимірювання напруги батарейного джерела живлення. Ця мікросхема, як і датчики, є складовою частиною номенклатури периферійних пристроїв мережі MicroLAN і повністю відповідає вимогам протоколу 1-Wire, тобто керування нею і зчитування її показань відбувається за допомогою того ж програмного забезпечення, яке керує датчиками.

Оскільки термосканери під час вимірювання температури і перетворення її значення в код потребують досить значного струму ( $\approx 1.5\text{mA}$  в розрахунок на один датчик), а в інший час майже не потребують його ( $\approx 5\text{mA}$  на один датчик), то реальну робочу напругу джерела живлення датчиків треба вимірювати саме під час перетворення ними температури на код. Це перетворення триває лише 1 секунду, і за цей час складно точно виміряти напругу. Тому в схемі інтерфейсу передбачений спеціальний таймер, який в момент включення батареї створює протягом 5 секунд штучне навантаження, яке дорівнює навантаженню від сканера в процесі перетворення температури на код. Цих 5-ти секунд достатньо, щоб надійно виміряти напругу батареї.

Обмін даними між майстром і датчиками сканера здійснюється по двом абсолютно ідентичним каналам гальванічної розв'язки, в яких світлодіоди живляться вихідним струмом інверторів, а фотодіоди керують транзисторними каскадами з колекторними підтягуючими резисторами. Швидкодія цих

каналів не гірша за 1мкс, вони забезпечують керування більш ніж 100 датчиками при довжині лінії зв'язку в декілька метрів.

Інтерфейс для USB порта базується на адаптері DS9490 фірми Dallas Semiconductor, який здійснює погодження протоколів USB і 1-Wire. Крім цього адаптера, до складу інтерфейса входять: схема гальванічної розв'язки, схема контролю напруги джерела живлення датчиків (батареї гальванічних елементів), схема вмикання-вимикання живлення датчиків. Схема інтерфейсу для порта USB не представлена.

Оскільки в порту USB передбачений вихід джерела живлення +5В, блок апаратного інтерфейсу не містить сільового джерела, а має лише батарею з 4-х елементів типу R14C по 1.5В кожен. Увімкнення цього джерела здійснюється за допомогою одноканального адресованого ключа типу DS2405, обмін інформацією з яким відбувається згідно з однопровідним протоколом 1-Wire. Цей ключ живить струмом світлодіод оптопари канала включення батареї. Струм відповідного фотодіода посилюється каскадом на транзисторі. Напруга на колекторному резисторі цього транзистора є керуючою напругою ключа джерела живлення на польовому транзисторі. Схема таймера підвантаження джерела живлення виконана на польовому транзисторі. Призначення цього каскада описане вище. Напруга джерела під час підвантаження вимірюється мікросхемою DS2438, як і в попередньому випадку. Оскільки USB-порт не має окремих виходів для передачі і прийому даних, побудова гальванічної розв'язки не є таким простим завданням, як у випадку порта LPT. Канали обміну даними, об'єднані в замкнуту петлю, створюють тригер з двома стійкими станами, тобто можливе явище «защеплення» одного з стійких станів схеми. Воно проявляється у вигляді паразитного сигналу в тому випадку, коли обидві сторони опускають шину вниз, а потім одна із сторін відпускає її. Така ситуація виникає кожного разу, коли периферійний пристрій передає майстру нульовий біт. При цьому виникає небажаний імпульс, не передбачений протоколом. Один із засобів уникнути цієї неприємності полягає в тому, що передача логічного нуля і логічної одиниці від майстра до датчиків відбувається звичайним чином, тобто шляхом примусового змінення потенціалу шини даних, в той час як для передачі логічного нуля від датчика використовується не низький потенціал на його виводі «data», а стікаючий в цей вивід струм. Цей принцип реалізований нами в інтерфейсі для USB-порта.

Як і в попередньому випадку, для обміну даними використовуються дві оптопари. Передача сигналів від адаптера DS9490R здійснюється каскадами, зібраними на компараторі і польовому транзисторі, в коло стоку якого включений світлодіод оптопари. Канал прийому сигналів адаптера складається з фотодіода, компаратора у ролі посилювача фотоструму, і польового транзистора з підтягуючим резистором в колі стоку. Сток цього транзистора з'єднаний з шиною даних сканера через конектор.

Коли датчики сканера опускають шину до рівня логічного нуля, цей стан шини не використовується для обміну даними. Для обміну використовується падіння напруги на резисторі від стікаючого струму. Це падіння напруги посилюється компаратором, який відкриває польовий транзистор, в стокове коло якого включений світлодіод оптопари каналу передачі даних від датчиків до комп'ютера. Фотострум відповідного фотодіода посилюється компаратором і відкриває транзистор, сток якого підключений до виходу даних адаптера DS9490R. Експлуатація цієї схеми гальванічної розв'язки обміну даними між USB-портом і MicroLAN показала її високу надійність.

Таким чином, в заявленій корисній моделі представлений багатоцільовий комплекс апаратури для ранньої діагностики онкологічних захворювань методом контактної цифрової термографії. Він включає цифровий контактний термограф ТКЦ, який залежно від типу комплектації забезпечений декількома термосканерами спеціального призначення, що працює в діапазоні температур 20-38°C і має температурну чутливість 0.06°C. За допомо-

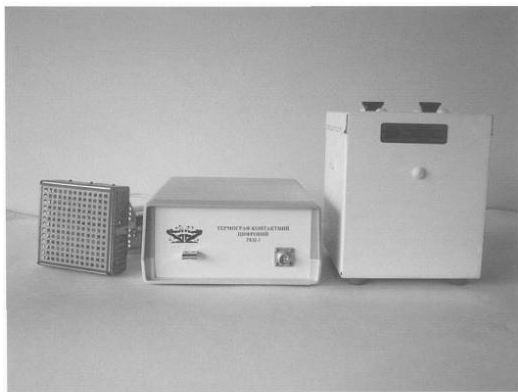
гою вказаних сканерів, апаратних інтерфейсів і комп'ютера отримуються карти розподілу температури по поверхні досліджуваного органу, проводиться математична обробка цих карт і за даними цієї обробки обчислюються діагностичні параметри і робиться висновок щодо наявності чи відсутності пухлинного захворювання. В апаратурі, що заявляється, представлений комплекс із взаємозв'язаних необхідних і достатніх пристроїв, які забезпечують ефективне функціонування його як цілого для вирішення поставленої задачі.

Розроблена апаратура успішно пройшла трирічні випробування в муніципальній лікувальній установі №2 «Енергетик» м.Донецька, в Донецькому обласному протипухлинному центрі, в НДІ травматології і ортопедії при Донецькому медичному державному університеті ім. М. Горького і в даний час сертифікується в Мінохоронздоров'я України. Приклади термограм представлені на Фіг.7.

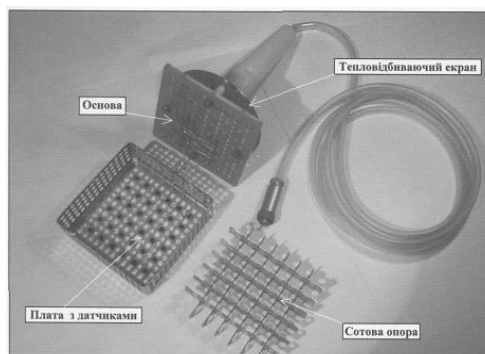
Заявлена апаратура відповідає нормативним вимогам по новизні і промисловій застосовності, що пред'являються до корисної моделі.



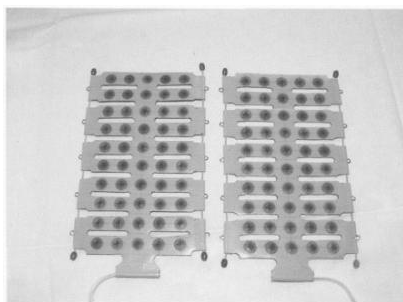
Фіг. 1



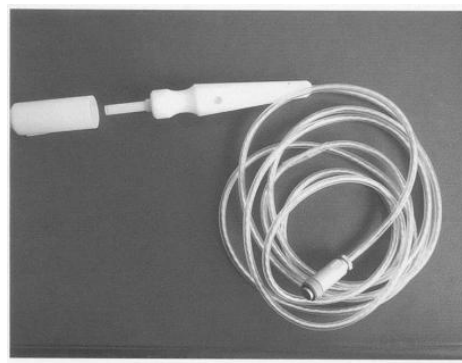
Фіг. 2



Фіг. 3



Фіг. 4



Фіг. 5



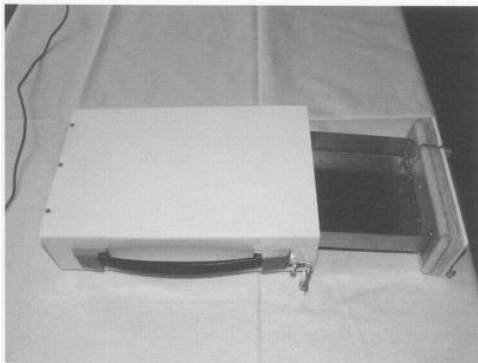


Fig. 6

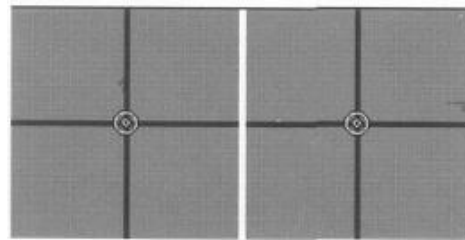


Fig. 7a

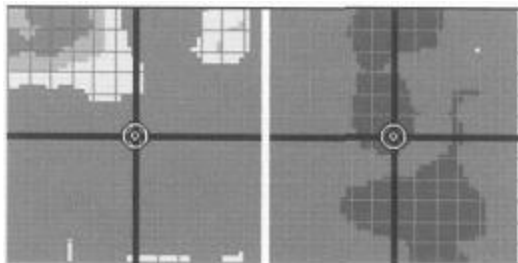


Fig. 7b

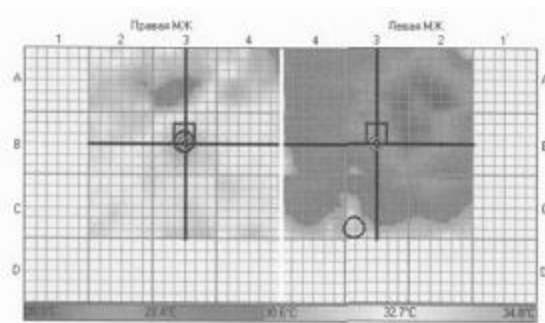


Fig. 7b

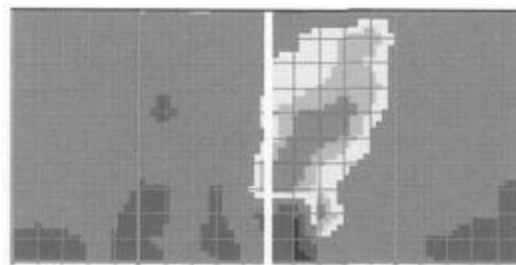


Fig. 7r