



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **38731** (13) **U**  
(51) МПК (2006)  
**A61B 5/0205**  
**G01N 21/01**

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

**(54) ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВООБІГУ**

1

2

(21) u200806826

(22) 19.05.2008

(24) 12.01.2009

(46) 12.01.2009, Бюл.№ 1, 2009 р.

(72) КОЖЕМ'ЯКО ВОЛОДИМИР ПРОКОПОВИЧ,  
UA, ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ, UA,  
ПРОСОЛОВСЬКИЙ РУСЛАН ВАСИЛЬОВИЧ, UA

(73) ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ  
УНІВЕРСИТЕТ, UA

(57) Волоконно-оптичний пристрій для дослідження периферійного кровообігу, який містить датчик, виконаний на оптоелектронних елементах, з'єднаний з блоком опрацювання аналогових сигналів, що включає послідовно з'єднані попередній підси-

лювач, фільтр низьких частот та аналого-цифровий перетворювач, вихід якого з'єднаний з мікропроцесором, з'єднаним з дисплеєм, який **відрізняється** тим, що в нього введено блок вимірювання, який включає два модулі вимірювання червоного та інфрачервоного спектра випромінювання, які містять два волоконних датчики, виходи яких з'єднані з двома операційними підсилювачами і з двома аналого-цифровими перетворювачами, виходи яких з'єднані з мікропроцесором, який має графічний екран та інтерфейс обміну даними з віддаленим персональним комп'ютером.

Корисна модель відноситься до медичної техніки і може бути використана для вивчення закономірностей локальної гемодинаміки в щелепно-лицьовій області, а також визначення ступеня насичення крові киснем.

Відомий пристрій для контролю і вивчення периферичного кровопотоку при діагностиці стану серцево-судинної системи людини [А.С. №1481939, МПК А61В5/02], що містить генератор прямокутних імпульсів, модулятор, джерело випромінювання, фотоприймач, попередній підсилювач, підсилювач змінного струму, демодулятор, фільтр низьких частот, реєстратор, блок опрацювання і формування електрокардіосигналу з електродами, виходи якого підключені до першого блоку обробки, другий вхід якого з'єднаний з виходом фільтра нижніх частот, а перший вихід - з входом реєстратора, другий вихід блока обробки підключений до управляючого входу модулятора.

Недоліками даного пристрою є низькі функціональні можливості внаслідок можливості зняття сигналів тільки з кінцівок пацієнта, що не дозволяє оцінити гемодинамічні параметри стану судинної системи в інших областях, зокрема, у щелепно-лицьовій області.

За прототип обраний пристрій для дослідження мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області [Патент України №28725 від 25.12.2007р., МПК7

А61В5/02], що містить датчик, виконаний на оптоелектронних елементах, блок обробки аналогових сигналів, що включає попередній підсилювач, фільтр низьких частот, а також аналого-цифровий перетворювач, мікропроцесор, дисплей, світлодіод, що працює в червоному спектральному діапазоні, другий блок обробки аналогових сигналів, аналоговий мультиплексор, блок керування, перший і другий блоки індикації, реєстр, перший та другий оперативно-запам'ятовуючі пристрої, причому виходи першого і другого оптоелектронних датчиків відповідно під'єднані до входів першого і другого блоків опрацювання аналогових сигналів, виходи яких під'єднані до входу аналогового мультиплексору, адресні входи якого з'єднані з першим і другим виходами пристрою керування, а вихід із входом АЦП, вихідна шина якого залучена до входів першого і другого блоків індикації, входи дозволу яких під'єднані до відповідних адресних входів мультиплексору і до входу реєстру, вихідна шина якого під'єднана до входів першого, другого ОЗП, входи дозволу яких під'єднані відповідно до виходів блоку керування, вихідні шини ОЗП з'єднані між собою і під'єднані до входу реєстру і мікропроцесору, вихід якого з'єднаний із виходом пристрою і дисплеєм.

Недоліками даного пристрою є габаритні розміри оптичного вимірювача, що робить некомфор-

**UA** (19) **38731** (11) **U** (13)

тним використання у медицині щелепно-лицьової області, низька ступінь інформативності при автономній роботі, а також низькі функціональні можливості.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення волоконно-оптичного пристрою для дослідження периферійного кровообігу, в якому за рахунок введення нових елементів та зв'язків розширюються функціональні можливості пристрою, та за рахунок зменшення його габаритів, використання стає більш привабливим і зручним.

Поставлена задача досягається тим, що в волоконно-оптичний пристрій для дослідження периферійного кровообігу, який містить датчик, виконаний на оптоелектронних елементах, з'єднаний з блоком опрацювання аналогових сигналів, що включає послідовно з'єднані попередній підсилювач, фільтр низьких частот та аналого-цифровий перетворювач, вихід якого з'єднаний з мікропроцесором, з'єднаним з дисплеєм, введено блок вимірювання, який включає два модулі вимірювання червоного та інфрачервоного спектру випромінювання, які містять два волоконних датчики, виходи яких з'єднані з двома операційними підсилювачами і з двома аналого-цифровими перетворювачами, виходи яких з'єднані з мікропроцесором, має графічний екран та інтерфейс обміну даними з віддаленим персональним комп'ютером.

На Фіг.1 зображено структурну схему волоконно-оптичного пристрою для дослідження периферійного кровообігу; на Фіг.2 - структурну схему блоку вимірювання волоконно-оптичного пристрою для дослідження периферійного кровообігу; на Фіг.3 - результати опрацювання фотоплетизмограми волоконно-оптичного пристрою для дослідження периферійного кровообігу.

Волоконно-оптичний пристрій для дослідження периферійного кровообігу містить (Фіг.1) блок вимірювання 1, який у свою чергу складається з модулів вимірювання 1.1 та 1.2, які проводять вимірювання в червоному та інфрачервоному спектрі випромінювання відповідно. Керування модулями вимірювання 1.1 та 1.2 здійснюється мікропроцесором 6 через відповідні сигнали керування модулями (див. Фіг.1). Виходи модулів вимірювання 1.1 та 1.2 подані на входи операційних підсилювачів аналогового сигналу 2 та 3 відповідно. Підсилені аналогові сигнали з операційних підсилювачів аналогового сигналу 2 та 3 подаються на відповідні аналого-цифрові перетворювачі 4 та 5, SPI-шини даних яких з'єднуються з мікропроцесором 6. Мікропроцесор 6 також має сигнали керування аналого-цифровими перетворювачами 4 та 5, щоб задавати режим перетворення, в який входить розрядність (12-, 10- та 8-бітне) та частота (до 1млн. операцій в секунду) перетворень. Для відображення процесу перетворення з мікропроцесором 6 з'єднаний графічний екран 7 розмірністю 240×64 точки, на якому відображається графік перетворення вимірюваного сигналу в режимі реального часу. Через RS232-інтерфейс мікропроцесора вимірювані дані також можуть подаватись на віддалений ПК на швидкості 115200кбіт/с. Для розширення функціональної можливості пристрій містить також опціональний USB-перетворювач 8

в інтерфейс USB1.1 для з'єднання з віддаленим ПК.

Випромінююча система блок вимірювання сигналу волоконно-оптичного пристрою для дослідження периферійного кровообігу складається (Фіг.2) з розсіювальної лінзи 10 випромінюючої системи, оптичного волокна 12 випромінюючої системи, оптичної лінзи 14 випромінюючої системи, колімаційної системи 16 випромінюючої системи, напівпрозорого оптичного рефлектора 20, відбиваючих оптичних рефлекторів 18, 22 та 24, а також випромінювачів 26 та 27, відповідно, червоного та інфрачервоного спектру випромінювання. Приймаюча система блоку вимірювання сигналу волоконно-оптичного пристрою для дослідження периферійного кровообігу має аналогічну будову і складається з оптичної лінзи приймаючої системи 11, оптичного волокна приймаючої системи 13, оптичної системи з оптичними лінзами 15 та 17 напівпрозорого розгалужувача оптичного випромінювання 21, відбиваючих оптичних рефлекторів 19, 23 та 25, фотоприймачів червоного 28 та інфрачервоного 29 спектрів випромінювання.

Оптичні сигнали від випромінювачів червоного 26 та інфрачервоного 27 спектру випромінювання через оптичні рефлектори 18, 20, 22 та 24 подаються на оптичну систему з оптичного коліматора 16 випромінюючої системи та оптичної лінзи 14 випромінюючої системи. Оптичні рефлектори 18, 20, 22 та 24 розташовані так, що оптична довжина шляху червоного та інфрачервоного випромінювання однакова. Оптична система, що складається з оптичної лінзи 14 та коліматора 16 слугує для введення зведеного червоного та інфрачервоного випромінювання у оптичне волокно 12 випромінюючої системи, на виході якого стоїть розсіювальна лінза випромінюючої системи 10, яка забезпечує ефективне виведення випромінювання з оптичного тракту і направлену подачу на біооб'єкт 9.

Частина відображеного від біооб'єкту 9 інформаційного оптичного сигналу через оптичну лінзу 11 прийомної системи вводиться в оптичне волокно 13 прийомної системи і потрапляє на оптичну систему з лінз 15 та 17, які заломлюють випромінювання на напівпрозорий розгалужувач оптичного випромінювання 21, який, в свою чергу, направляє випромінювання через відбиваючі оптичні рефлектори 19, 23 та 25 на фотоприймачі червоного 28 та інфрачервоного спектру 29 випромінювання.

Оптичний випромінювач червоного спектру випромінювання 26 (Фіг.2) являє собою джерело випромінювання HLMP-C116, Оптичний випромінювач інфрачервоного спектру випромінювання 27 (Фіг.2) являє собою джерело випромінювання АЛ107.

Операційні підсилювачі аналогового сигналу 2 та 3 (Фіг.1) призначені для фільтрації та підсилення сигналів, що надходять з датчиків, до рівня 5В. Підсилювачі виконані на мікросхемі  $\mu$ A747 Fairchild.

Аналого-цифрові перетворювачі 4 та 5 (Фіг.1) призначені для перетворення аналогового сигналу у цифровий з розрядністю у 12-, 10 або 8біт (опціонально) і мають стандартний 3-провідний інтер-

фейс керування SPI. АЦП виконані на мікросхемі AD7476.

Мікропроцесор 6 (Фіг.1) є основним модулем керування пристроєм і виконує функції керування вимірюванням, збору даних вимірювання, відображення даних на графічному дисплеї 7 та передачу даних на віддалений ПК через RS232- або USB-інтерфейс відповідно. Мікропроцесор призначений для обчислення гемодинамічних параметрів ССС за формою пульсової хвилі і визначення ступеня насичення крові киснем, виконаний на мікросхемі ATMEGA16 16PI.

Графічний дисплей 7 (Фіг.1) LCD-типу розмірністю 240×64 точки призначений для відображення вимірюваної інформації. Виконаний на базі SG24064ELGB.

USB-перетворювач 8 (Фіг.1) в USB1.1 інтерфейс призначений для забезпечення з'єднання даних між мікропроцесором та віддаленим ПК по універсальній послідовній шині. USB-перетворювач 8 виконаний на базі мікросхеми FTDI232BM.

Пристрій працює таким чином.

За допомогою старених оптоелектронних модулів вимірювання 1.1 і 1.2 (Фіг.1) випромінювання в червоному та інфрачервоному спектрі через оптичну випромінюючу систему (Фіг.2) подається на біооб'єкт 1, і, відбиваючись від досліджуваної ділянки судини, модулюється по амплітуді пульсаціями кровотоку. Змодульований оптичний потік через приймаючу оптичну систему потрапляє на фотоприймачі червоного 20 та інфрачервоного 21 спектру випромінювання, де перетворюється в електричний сигнал. В операційних підсилювачах 2 та 3 (Фіг.1) відбувається фільтрація і підсилення сигналу. Відфільтровані і підсилені сигнали пуль-

сових хвиль надходять на входи відповідних АЦП 4 та 5, де вони перетворюються в цифровий вигляд, необхідний для роботи мікропроцесора 6.

Мікропроцесором 6 (Фіг.1) визначаються гемодинамічні параметри пульсових хвиль, значення ступеня насичення крові киснем по обробленим даним фотоплетизмографічних сигналів, знятих у червоному й інфрачервоному спектральних діапазонах. Дані у режим реального часу відображаються на графічному дисплеї 7 а також передаються на віддалений ПК через обраний інтерфейс (RS232 або USB1.1).

Отримані після попередньої обробки дані надходять через інформаційний вихід у мікро-EOM, де після додаткової обробки можуть бути виведені на принтер (Фіг.3), основні гемодинамічні параметри мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області виводяться на внутрішній графічний дисплей 7 (Фіг.1).

У пацієнтів, хворих пародонтозом виявляються істотні зміни параметрів мікроциркуляторного річища слизової оболонки ясен, що виражаються появою ряду ознак: предкапілярний відтік, деформація судин, розширення артеріальної і венозної частин капілярів, уповільнення кровотоку.

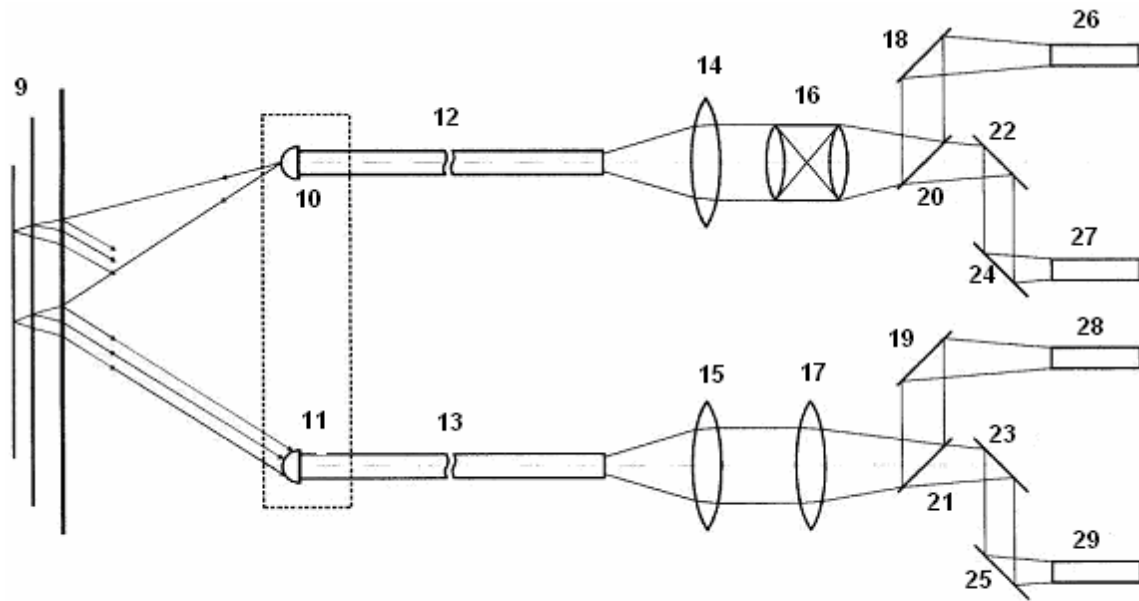
Наявність графічного дисплею 7 у пристрої дозволяє його автономне використання.

Використання у будові пристрою інтерфейсів обміну даними RS232 та USB1.1 дозволяє використовувати пристрій як у парі з ПК, так і з ноутбуком, таким чином, роблячи його мобільним та зручним у користуванні.

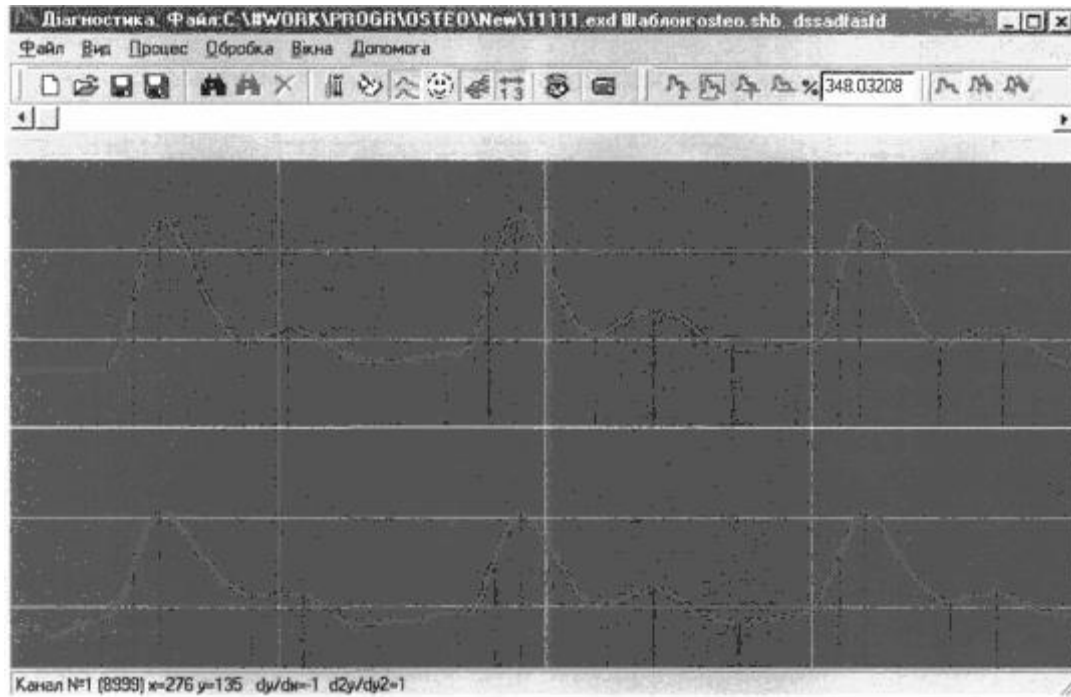
При використанні запропонованого пристрою разом з ПК значно розширюється коло задач: зберігання інформації для подальшого порівняльного аналізу, ведення баз даних пацієнтів, повністю автоматичне дослідження пацієнтів тощо.



Фіг. 1



Фіг. 2



Фіг. 3