



УКРАЇНА

(19) UA (11) 95189 (13) C2  
(51) МПК

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/1459 (2006.01)

A61B 5/1477 (2006.01)

G01N 33/48 (2006.01)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(54) ОПТИЧНИЙ СЕНСОР ДЛЯ НЕІНВАЗИВНОГО ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЙ ПОКАЗНИКІВ КРОВІ ЛЮДИНИ

1

(21) а201006634  
(22) 31.05.2010  
(24) 11.07.2011  
(46) 11.07.2011, Бюл.№ 13, 2011 р.  
(72) МАЛІНОВСЬКИЙ ВАДИМ ІГОРЕВИЧ  
(73) МАЛІНОВСЬКИЙ ВАДИМ ІГОРЕВИЧ  
(56) UA 71810 A, 15.12.2004  
US 5910109 A, 08.06.1999  
UA 86870 C2, 25.05.2009  
US 20050277838 A1, 15.12.2005  
US 6149488 A, 21.11.2000  
CH 682627 A5, 29.10.1993  
US 20090312615 A1, 17.12. 2009  
US 4819752 A, 11.04.1989  
RU 2257144 C2, 27.07.2005  
RU 2221485 C2, 20.01.2004  
RU 2349254 C1, 20.03.2009  
US 5086229 A, 04.02.1992  
US 3958560 A, 25.05.1976  
US 6718189 B2, 06.04.2004  
US 5009230 A, 23.04.1991  
UA 71984 C2, 17.01.2005  
WO 2006009572 A2, 26.01.2006  
(57) Оптичний сенсор для неінвазивного визначення концентрацій показників крові людини, який містить послідовно розміщені джерело оптичного випромінювання, наприклад світлодіод чи/або на-

2

півпровідниковий лазерний діод, об'єкт вимірювання та фотоприймач, за який використаний, наприклад, фотодіод, і працює в відповідному робочому діапазоні довжин хвиль, який **відрізняється** тим, що в сенсор введено систему аналізу і управління, яка з'єднана з джерелом оптичного випромінювання і фотоприймачем, систему забезпечення сили натискання F, яка механічно з'єднана з джерелом оптичного випромінювання та фотоприймачем, а електрично - з системою аналізу і управління, причому результуюче значення процесу неінвазивного вимірювання показників крові формується у вигляді різниці  $I_s = I_2 - I_{1F}$ , де  $I_{1F}$  - значення параметра вимірювання, яке визначається і запам'ятовується з включеною системою забезпечення сили натискання F (1-ша фаза процесу вимірювання), а  $I_2$  - значення параметра вимірювання, яке визначається і запам'ятовується з виключеною системою забезпечення сили натискання F (2-га фаза процесу вимірювання), крім того робочий діапазон становить  $\Delta\lambda_i = 100-2500$  нм, де  $\lambda_i$  - дискретна довжина хвилі, яка відповідає резонансному поглинанню чи/або пропусканню конкретного показника крові людини.

Винахід належить до області біомедичних систем неінвазивної діагностики, і може бути застосований для вимірювання концентрацій показників крові, таких як: глюкоза, білок, білірубін та ін., без втручання в організм людини.

Відомий оптичний датчик для неінвазивного визначення концентрації глюкози в крові [Патент США №5 086 229, МПК А61В 5/00; G01N 33/487; G01N 21/31, опубл. 04.02.1992], який містить послідовно розміщені інфрачервоний світлодіод, об'єкт дослідження та реєстратор, що містить два

світлофільтри та два фотоприймачі. Принцип роботи даного пристрою базується на реєстрації відбитого інфрачервоного оптичного випромінювання від підшкірних капілярів (покривів) шкіри пальця та реєстрації світла за допомогою двох фотоприймачів.

Недоліком даного пристрою є те, що він не враховує як поверхневий стан шкіри досліджуваного об'єкта, так і внутрішній стан та коефіцієнти поглинання/відбивання внутрішніх біотканин, що не насичені кров'ю та негативно впливають на то-

(13) C2

(11) 95189

(19) UA

чність вимірювання первинного перетворювача (датчика). Це призводить до утворення високого рівня похибки (до 20-40%) процесу неінвазивного вимірювання показників крові людини та в цілому значно зменшує його точність.

Відомий оптичний датчик для неінвазивного визначення концентрації глюкози в крові [Патент США №5 910 109, МПК А61В 5/00 опубл. 08.06.1999], що містить послідовно розміщені інфрачервоний світлодіод, об'єкт дослідження та реєстратор, що містить один або декілька фотоприймачів. Даний пристрій працює за принципом відбивання інфрачервоного оптичного випромінювання від підшкірних покривів біотканини, що насичені кров'ю, та реєстрації відбитого світла від нього на фотоприймачі.

Недоліком даного оптичного датчика для неінвазивного визначення концентрації глюкози також є те, що в процесі вимірювання не враховується поверхневий та внутрішній стани біотканин, що не насичені кров'ю та не беруть участі в процесі вимірювання. Це знижує корисний ефекти пристрою та зменшує точність вимірювання.

Відома сенсорна неінвазивна система вимірювання глюкози [Патент США №3 958 560, МПК А61В 5/00, опубл. 25.05.1976], яка містить послідовно і оптично з'єднані оптичний передавач (джерело інфрачервоного оптичного випромінювання), детектор випромінювання біологічний об'єкт у вигляді хрусталика ока та електрично підключене до передавача і приймача джерело живлення, причому всі ці елементи розміщені на контактній лінзі, яка становлюється на хрусталик ока.

Принцип роботи цієї системи полягає у реєстрації поглинутого випромінювання у хрусталику ока на резонансній довжині хвилі  $\lambda=0,975$  мкм поглинання глюкози, що переноситься кров'ю у мікрокапілярах хрусталика ока. Оскільки хрусталик є більш прозорим у ближньому оптичному діапазоні, то поглинання на зв'язаній і розчиненій глюкозі є більш виділеним, порівняно з іншими тканинами тіла людини.

Недоліком цієї системи є незручність встановлення її і використання, що обумовлюється зовнішнім втручанням у біологічну систему ока при встановленні сенсорів, а також порівняно низька точність, яка обумовлена різною формою хрусталика (його радіусом, кривизною та ін.) у різних людей, різною оптичною щільністю для випромінювання та різними можливими станами зовнішньої оболонки рогівки ока, що значно знижує точність вимірювання.

Відомий пристрій для неінвазивного вимірювання насичення крові киснем [Патент Російської Федерації (RU) №2221485 МПК А61В 5/145, опубл. 20.01.2004], який містить систему вводу-випровіду випромінювання до органу, який досліджується, яка оптично з'єднана з першим та другим випромінювачами, відповідно з довжинами хвиль  $650\pm30$  нм,  $1000\pm200$  нм, перший фотоприймач, два фільтри пульсових коливань, що з'єднані з першим і другим підсилювачами із змінними коефіцієнтами підсилення, керуючі входи яких з'єднані з пристроями відновлення постійної складової сигналу, подільник, перший вхід якого з'єднаний з виходом

першого підсилювача, а також світлофільтр, смуга прозорості якого співпадає з смугою випромінювання першого випромінювача, другий фотоприймач, селективний до випромінювання з довжиною хвилі  $1000\pm200$  нм, перший і другий фільтри доплерівського сигналу, перший та другий амплітудні детектори і корелятор, причому система вводу-випровіду випромінювання до органу, що досліджується через світлофільтр оптично з'єднана з першим фотоприймачем, вихід якого з'єднаний з першим фільтром доплерівського сигналу. Даний пристрій функціонує за методом пульсової оксиметрії, фізичною основою якого є різниця коефіцієнтів поглинання окисленої і відновленої форм гемоглобіну для червоного світла. Інтенсивність сигналу, який пройшов через шар крові, в першому наближенні обернено пропорційна концентрації відновленого гемоглобіну. У інфрачервоній області поглинання випромінювання цими формами гемоглобіну однакове. Відношення сигналів, які пройшли через кров, є пропорційним сумарній концентрації гемоглобіну та відповідно кисню, який він переносить у крові.

Недоліком даного пристрою є складність реалізації схеми та неможливість врахування поверхневого та внутрішнього стану тканин частини тіла, що вимірюється, що суттєво впливає на точність вимірювання.

Відомий спосіб та пристрій для вимірювання вмісту крові [Патент США №4 819 752 МПК А61В 5/00, опубл. 11.04.1989], який може використовуватись для вимірювання вмісту кисню в крові або інших речовин, містить джерело світла з двома або більше довжинами хвиль (наприклад, червоного та інфрачервоного), що послідовно і оптично пов'язані з частиною тіла вимірювального об'єкта та фотодетектором, який генерує відповідні вимірювальні сигнали для кожної з довжин хвиль, які проходять через частину тіла вимірювального об'єкта. Ці сигнали мають змінну (пульсуючу) і постійну складову. Вміст кисню або інших речовин в крові людини визначається на основі пройденого випромінювання двох довжин хвиль, а саме різниці пульсуючої складової, яка підсилюється після підсилення постійної, яка є більш вираженою. Змінна складова при цьому виділяється від постійної.

Недоліком цього пристрою є порівняно низька точність, яка обумовлена важкістю процесу відділення змінної складової від постійної, а також неможливістю врахування поверхневого та внутрішнього стану тканин частини тіла що вимірюється (оскільки зміни внутрішнього стану у різних пацієнтів впливають як на постійну, так і на змінну складову), що суттєво впливає на точність вимірювання.

Відомий спосіб та пристрій для вимірювання вмісту крові [Патент США №4 948 248 МПК G01N 33/48, опубл. 14.08.1990], який містить два джерела світла з двома довжинами хвиль: червоного та інфрачервоного спектрів, що послідовно і оптично пов'язані з вимірювальним об'єктом та двома відповідними фотодетекторами. Принцип роботи пристрою полягає у реєстрації зсуву і різниць частот між двома вимірювальними каналами на двох

довжин хвиль на виході фотодетекторів. Вимірювальні сигнали на виході фотодетектора мають також пульсуючу і постійну складову, на основі різниць яких встановлюється відгук середовища. Пристрій містить також фільтр на основі підсилювач з вузьким діапазоном частот, який підсилює сигнали з фотодетекторів і виділяє різницю. Фільтр на основі підсилювач з вузьким діапазоном частот при цьому відфільтровує постійну та виділяє змінну (пульсуючу) складову, яка відповідає насиченню крові в моменти серцебиття.

Недоліком цього пристрою є складність реалізації схеми пристрою і способу, висока вартість конструкції, що обумовлена використанням вузькосмугових прецензійних підсилювачів, а також порівняно низька точність, яка обумовлена важкістю процесу відділення змінної складової від постійної (висока похибка вимірювання). Крім того, даний пристрій не дозволяє враховувати поверхневий стан тканин частини тіла, що вимірюється.

Відомий пристрій для визначення вмісту білірубину у підшкірних тканинах і крові пацієнта [Патент Російської Федерації (RU) №2257144 МПК А 61В 5/145; G01N 33/72 опубл. 27.07.2005], який містить два джерела світла, виконані у вигляді першого і другого світлодіодів з довжинами хвиль 492 нм і 593 нм, виходи першого і другого світлодіодів оптично пов'язані відповідно з першим і другим передавальними світловодами, входи світлодіодів з'єднані відповідно з першим і другим виходами блока обробки сигналу, виконаного у вигляді мікропроцесора, який є водночас блоком живлення і дисплеєм, на який виводяться дані вимірів білірубину, пристрій також містить приймаючий світловод, на оптичній осі якого розташований блок фотоелектричного перетворення, який складається з двох каналів, кожний з яких містить у собі оптично з'єднані відповідно перший інтерференційний фільтр і перший фотоприймач, другий інтерференційний фільтр і другий фотоприймач, виходи який з'єднані з входами аналого-цифрового перетворювача, вихід якого з'єднаний із входом мікропроцесора. Принцип роботи даного пристрою полягає у реєстрації відбитого тканинами зворотного оптичного потоку спочатку від першого світлодіода, випромінювання при цьому змінює свій спектральний склад, а потім від другого світлодіода - аналогічно, інтерференційні фільтри при цьому дозволяють реєстрацію спектрального складу відбитого випромінювання, яке потім подається на фотоприймачі і обробляється від них аналого-цифровим перетворювачем та мікропроцесором. Формування результату вимірювання полягає в подачі оптичного випромінювання на досліджуване мутне середовище, реєстрації протягом часу, при якому відбувається не менше однієї пульсації середовища, оптичного сигналу, що вийшов з досліджуваного середовища, випромінювання, що падає на пульсуюче мутне середовище, формують лінійно-поляризованим, реєструють поляризовану складову випромінювання, що пройшло досліджуване середовище, по змінах параметрів цієї складової випромінювання, обумовленими пульсацією досліджуваного середовища,

судять про концентрації компонентів досліджуваного середовища.

Недоліком даного пристрою є складність оптичних схем інтерференційної реєстрації і важкість відокремлення випромінювання, що змінило свій спектральний склад, а також неможливість врахування поверхневого та внутрішнього стану тканин частини тіла що вимірюється, що суттєво впливає на характер поглинання випромінювання і зміну його спектрального складу та в результаті негативно впливає на точність вимірювання.

Відомий монітор глюкози в крові [Патент США №5 009 230 МПК А61В 5/00, опубл. 23.04.1991], який містить два джерела світла на різних довжинах хвиль, оптичні поляризатори та два фотодетектори, що послідовно і оптично пов'язані з вимірювальним об'єктом, який знаходиться між фотодетекторами та поляризаторами. Принцип роботи пристрою полягає у реєстрації кута зсуву поляризації випромінювання від двох джерел, яке пройшло поляризатори. Цей кут зсуву є пропорційним вмісту концентрації глюкози в крові, оскільки глюкоза за відомим ефектом поляризує пройдене чи відбите випромінювання.

Недоліком даного пристрою є складність реалізації схеми і відповідно висока вартість, а також порівняно низька точність, яка обумовлена важкістю і неточністю процесу відділення площини і кутів поляризації, оскільки на останню впливає ще й зовнішні фактори: вміст інших, зв'язаних речовин в крові пацієнта, поверхневий стан тканин частини тіла, що вимірюється.

Відомий спосіб визначення концентрацій компонентів пульсуючого мутного середовища (переважно компонентів крові) [Патент Російської Федерації (RU) №2349254 МПК А61В5/145; G01N21/21, опубл. 20.03.2009], який полягає в подачі лінійно-поляризованого оптичного випромінювання на досліджуване мутне середовище та реєстрації його протягом часу, при якому відбувається не менше однієї пульсації середовища, оптичного сигналу, що вийшов з досліджуваного середовища, визначенні динамічної зміни кутового зсуву  $\phi$  площини поляризації поляризованої складової випромінювання, що вийшло з досліджуваного середовища, також спосіб передбачає реєстрацію інтенсивності поляризованої складової, яке пройшло досліджуване середовище, на різних довжинах хвиль при пульсації досліджуваного середовища і між пульсаціями. Концентрацію  $C_j$   $j$ -го компонента середовища (крім глюкози) визнача-

ються як  $C_j = \frac{\Delta X_j}{\Delta X}$ , де  $\Delta X_j = \sum_{j=1}^n \Delta X_j$ ,  $n$  - число

компонентів,  $\Delta X_j$  - зміна довжини оптичного шляху випромінювання, яке пройшло середовище,  $\Delta X$  - зміна довжини оптичного шляху випромінювання, яке приходить на плазму крові, концентрацію

глюкози як  $C_{gl} = \frac{\phi}{K \Delta X_{пл}}$ , де  $K$  - коефіцієнт про-

порційності. Даний спосіб передбачає в місці подачі випромінювання на досліджуване мутне середовище формування локальної деформації цього середовища. При визначенні концентрацій

компонентів крові живої людини як пульсуюче мутне середовище використовують ділянку вуха, зокрема мочки, а також спосіб передбачає створення пульсації середовища за допомогою зовнішнього впливу на досліджуване середовище.

Недоліком даного пристрою є неможливість точного врахування поверхневого та внутрішнього стану тканин частини тіла, що вимірюється, що суттєво впливає на характер поглинання випромінювання і зміну його спектрального складу та в результаті негативно впливає на точність вимірювання.

Найбільш близьким до запропонованого є оптичний датчик для неінвазивного визначення глюкози (по ефекту Бобонича П.П.) мультивібратор [патент України №71810 А, МПК7 А61В 5/145 від 15.12.2004, Бюл. №12, 2004 р.], який містить послідовно розміщені інфрачервоний світлодіод (в подальшому джерело оптичного випромінювання), об'єкт вимірювання та реєстратор випромінювання (в подальшому фотоприймач), причому, як реєстратор застосовано фотоприймач з інверсією знака електрорушійної сили, виготовлений із напівпровідникової структури р-п-р-п-типу, за який використовується фототристор (або фотодіод, або фотосемістор), робочий діапазон довжин хвиль сенсору знаходиться в межах 250-1000 нм, принцип роботи якого полягає у зміні знака електрорушійної сили реєстратора випромінювання, що дозволяє враховувати поверхневий стан шкіри об'єкта вимірювання та в результаті збільшує точність вимірювання концентрації глюкози в крові людини.

Недоліком даного пристрою є те, що він не враховує внутрішній стан шкірних покривів, які не насичені кров'ю і мають різні коефіцієнти поглинання/відбивання для кожної людини, а також ці шкірні покриви (епідерміс, дерма тощо) не беруть участі в процесі вимірювання, що значно знижує точність вимірювання. Крім того, в даному пристрої перша стадія вимірювання проводиться без об'єкта дослідження, що не дозволяє врахувати його первинні показники, які в результаті не можуть бути враховані для підвищення точності вимірювання.

В основу винаходу поставлена задача створення оптичного сенсора для неінвазивного визначення концентрацій показників крові людини (наприклад, концентрації глюкози) з високою точністю вимірювання, в якому за рахунок введення системи забезпечення сили натиснення  $F$ , яка притискає джерело оптичного випромінювання та реєстратор до об'єкта вимірювання, що забезпечує відтік більшої частини крові з вимірювального об'єму  $V$  досягається можливість врахування як поверхневий так і внутрішнього стану шкірних покривів, що в результаті дозволяє значно підвищити точність вимірювання.

Поставлена задача вирішується тим, що в оптичний сенсор для неінвазивного визначення концентрацій показників крові людини, який містить послідовно розміщені джерело оптичного випромінювання (наприклад, світлодіод чи/або напівпровідниковий лазерний діод), об'єкт вимірювання та фотоприймач, за який використовується фотодіод

(або фототристор, або фотодіод, або фотосемістор), що працюють в визначеному робочому діапазоні довжин хвиль, введено систему аналізу і управління, яка з'єднана з джерелом оптичного випромінювання і фотоприймачем, систему забезпечення сили натиснення  $F$ , яка механічно з'єднана з джерелом оптичного випромінювання та фотоприймачем, а електрично - з системою аналізу і управління, причому результуюче значення процесу неінвазивного вимірювання показників крові формується у вигляді різниці  $I_S = I_2 - I_{1F}$ , де  $I_{1F}$  - значення параметра вимірювання, яке визначається і запам'ятовується з включеною системою забезпечення сили натиснення  $F$  (1-ша фаза процесу вимірювання);  $I_2$  - значення параметра вимірювання, яке визначається і запам'ятовується з виключеною системою забезпечення сили натиснення  $F$  (2-га фаза процесу вимірювання), крім того робочий діапазон становить  $\Delta\lambda_i = 100-2500$  нм, тобто оптична щільність біологічного середовища може вимірюватись в діапазоні  $\Delta\lambda_i = 100-2500$  нм на дискретній довжині хвилі  $\lambda_i$ , яка відповідає резонансному (максимальному) поглинанню чи/або пропусканню конкретного показника крові людини.

На Фіг.1 зображено структуру схему оптичного сенсора для неінвазивного визначення концентрацій показників крові людини.

На Фіг.2 показано спосіб роботи пристрою.

Оптичний сенсор для неінвазивного визначення концентрацій показників крові людини містить послідовно з'єднані джерело оптичного випромінювання (світлодіод чи/або напівпровідниковий лазерний діод) 1 та фотоприймач (фотодіод фототристор, фотодіод чи/або фотосемістор) 2, які можуть працювати у робочому діапазоні  $\Delta\lambda_i = 100-2500$  нм на дискретній резонансній довжині хвилі  $\Delta\lambda_i$ , що відповідає максимальному поглинанню чи/або пропусканню, об'єкт вимірювання 3, систему забезпечення сили натиснення джерела оптичного випромінювання до фотоприймача 4, яка механічно з'єднана з джерелом оптичного випромінювання та фотоприймачем, систему аналізу і управління 5.

Оптичний сенсор для неінвазивного визначення концентрацій показників крові людини працює наступним чином.

В оптичному сенсорі для неінвазивного визначення концентрацій показників крові людини використовуються дві фази процесу вимірювання концентрацій показників крові, що дозволяє врахувати первинні показники біотканин, що не насичені кров'ю та не беруть участі в процесі вимірювання, що дозволяє підвищити точність вимірювання.

У 1-й фазі вимірювання оптичної щільності (коефіцієнтів поглинання чи/або відбивання), які є пропорційними до концентрацій показників крові, система аналізу і управління 5 вмикає живлення на джерело оптичного випромінювання 1, при цьому знімається значення фотоструму, поглинутого чи/або відбитого випромінювання з фотоприймача 2, яке пропорційно концентрації показників крові на виході за законом Бугера-Ламберта-Берра:  $I_{out} = I_0 \exp(-kLm)$  де  $I_0$  - вхідна інтенсивність випромінювання;  $I_{out}$  - вихідна інтенсивність

оптичного випромінювання;  $L$  - товщина шару біологічного середовища, яке вимірюється;  $k$  - коефіцієнт поглинання чи/або відбивання;  $s$  - коефіцієнт, що враховує спектральний діапазон;  $m$  - коефіцієнт поверхневого та внутрішнього стану біологічного об'єкта (коефіцієнт завади).

У 1-й фазі також запускається система забезпечення сили натиснення 4, яка притискає послідовно розміщені джерело випромінювання 1, об'єкт вимірювання 3 та фотоприймач 4 з силою натиснення  $F$ , значення якої вибрано таким чином, щоб забезпечувалася відтік більшої частини крові з вимірювального об'єму  $V$  об'єкта вимірювання 3. При цьому повинно одночасно забезпечуватись безпечність і комфортність процедури вимірювання та відсутність больових відчуттів для пацієнта. З фотоприймача 4 знімається, визначається і запам'ятовується значення вимірювального параметра (інтенсивності) для 1-ї фази  $I_{1F}$ . У 2-й фазі процес вимірювання відбувається аналогічно до 1-ї фази, але система аналізу і управління 5 вмикає живлення на джерело оптичного випромінювання і процес аналізу з фотоприймача, але разом з тим вмикає систему забезпечення сили натиснення 4 ( $F=0$ ), що призводить до повернення об'єкта вимірювання у попередній до вимірювання стан, а саме приплив крові до тканин, які нею насичені у нормальному стані. При відсутності сили натиснення  $F$  забезпечується приплив крові, яка відтікла у 1-й фазі до вимірювального об'єму  $V_v$ , при цьому аналогічно визначається і запам'ятовується значення вимірювального параметра 2-ї фази  $I_2$ . Результуюче значення процесу неінвазивного вимірювання показників крові формується у вигляді різниці  $I_S = I_2 - I_{1F}$ , що відповідає оптичній щільності самої крові у вимірювальному об'ємі  $V_v$  без оптичної щільності внутрішніх тканин і їх зовнішнього покриття. Процес вимірювання оптичної щільності біологічного середовища може здійснюватись у діапазоні  $\Delta\lambda_i = 100-2500$  нм на дискретній довжині хвилі  $\lambda_i$ , яка відповідає резонансному (максимальному) поглинанню чи/або пропусканню конкретного показника крові людини. Таким чином у 1-й фазі вимірюється лише значення  $I_{1F}$  коефіцієнтів поглинання чи/або пропускання (оптична щільність) як

поверхневих, так і внутрішніх біотканин без участі крові в процесі вимірювання. А в другій фазі вимірюється сумарне значення оптичної щільності  $I_2$  як поверхневих і внутрішніх біотканин, так і самої крові, яка прилила до внутрішніх капілярів. А результуюче значення, яке сформоване у вигляді різниці між 2-ю і 1-ю фазами, виключає значення поглинання чи/або пропускання поверхневих і внутрішніх біотканин і враховує тільки оптичну щільність самої крові, яка надійшла до вимірювального об'єму у другій фазі. Таким, чином точність неінвазивного методу вимірювання зводиться до точності інвазивного, коли процес вимірювання передбачає безпосереднє вимірювання концентрацій показників крові.

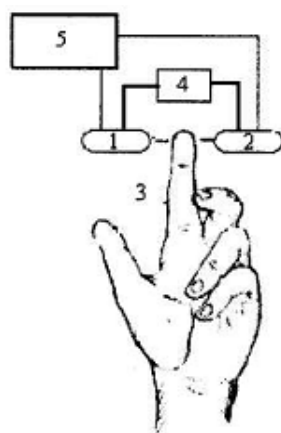
Відносна похибка даного пристрою обумовлена наявністю невідтисненої крові в тканинах (запалі крові, яка не повністю відтікла), яка приймає участь в процесі формування вимірювальної величини  $I_{EROR}$  у першій фазі, і яка додається до результату вимірювання у цій фазі. Абсолютне значення вимірювальної величини в першій фазі

складає  $I_{1FABC} = I_{1F} - I_{EROR}$ . А похибка вимі-

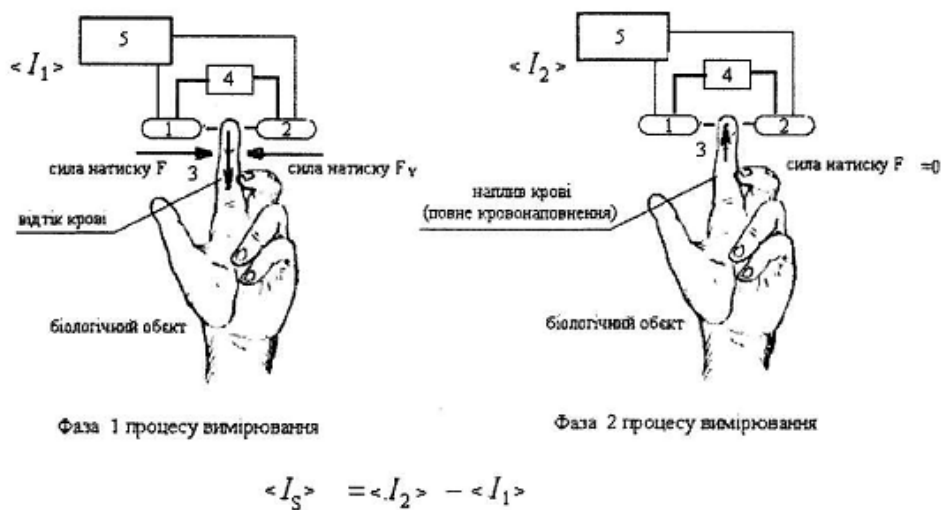
рювання:  $\xi = \frac{I_{1FABC} - I_{1F}}{I_{1F}} 100\%$ . Різниця

$\Delta I_{1F} = I_{1FABC} - I_{1F}$  відповідає значенню концентрації показника у крові, що не відтікла при прикладенні сили  $F$  у першій фазі вимірювання.

Даний оптичний сенсор для неінвазивного визначення концентрацій показників крові людини забезпечує значно вищу точність вимірювання показників крові людини порівняно з іншими неінвазивними та може використовуватись для швидкого і безболісного оптичного неінвазивного моніторингу показників крові людини, а також є економічно вигідним, оскільки не потребує застосування високотехнологічних і дорогих конструкцій та засобів, а може бути виконаний не серійний і поширеній елементній базі. Винахід має високу технічну ефективність і може з високою точністю використовуватись у медичній діагностиці та практиці.



Фиг. 1



Фиг. 2