



УКРАЇНА

(19) UA (11) 60622 (13) A

(51) 7 A61F9/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ  
НА ВІНАХІДВидається під  
відповідальність  
власника  
патенту**(54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ ВМІСТУ КИСНЮ В СУДИНАХ СІТКІВКИ ОКА ТА ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЙОГО РЕАЛІЗАЦІЇ**

1

2

(21) 2003010391

(22) 16 01 2003

(24) 15 10 2003

(46) 15 10 2003, Бюл. № 10, 2003 р.

(72) Салдан Йосип Романович, Павлов Сергій Володимирович, Семенець Ольга Миколаївна, Салдан Юлія Йосипівна, Салдан Вікторія Йосипівна

(73) ВІННИЦЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

(57) 1 Спосіб визначення вмісту кисню в судинах сітківки ока шляхом освітлення тканини світловим пучком, реєстрації інтенсивності випромінювання в двох областях спектра, які відповідають кровотокам, що включають оксигемоглобін та гемоглобін, який відрізняється тим, що проводять спектраль-

ний аналіз судин сітківки на довжинах хвиль, що мають максимальний коефіцієнт відбивання від оксигемоглобіну та гемоглобіну, і по різниці їх денситометричних характеристик визначають ступінь оксигенації судин сітківки ока

2 Пристрій для визначення вмісту кисню в судинах сітківки ока, що містить джерело світла, оптичну систему для наведення променя, напівпрозоре дзеркало та фотоприймач, який відрізняється тим, що між джерелом світла та оком введено дисковий модулятор з двома інтерференційними світлофільтрами з максимумом пропускання довжин хвиль, що характерні для спектрів оксигемоглобіну та гемоглобіну

Винахід належить до області медицини та медичної техніки і може використовуватися для визначення ступеню оксигенації сітківки ока

Відомий спосіб неінвазивного визначення ступеню насичення крові в кровоносній судині, який заключається в тому, що ділянку тканини, яка містить судину, а також ділянку тканини, що не містить судину, освітлюють пучком світла, реєструють інтенсивність випромінювання, розсіяного цими ділянками і визначають ступінь насичення крові киснем (Y)

"Y" визначають по наступному співвідношенню

$$Y = A_1(k)A_2(z)/A_1(z)A_2(k),$$

де  $A_1(k)$ ,  $A_2(k)$  - інтенсивність світлового випромінювання з першої та другої ділянок, що фотометруються в червоній області спектру  $A_1(z)$ ,  $A_2(z)$  - те ж для зеленої області спектру (А С СРСР №1680060 М кл А61В5/02, опубл. 30 09 91)

Недоліком даного способу є недостатня точність та обмежені функціональні можливості, тому що пучок освітлення направляється на ділянку тканини, а не на судину і не виділяється окремо венозне та артеріальне русло

Відомий пристрій для визначення вмісту кисню в крові, для якого базується на вимірюванні інтенсивності світла, що проходить через кровоносні

судини і відбивається від них. З підвищенням вмісту кисню в крові інтенсивність відбитого світла чи світла, що проходить через судини, збільшується, що дає змогу визначити вміст кисню (Патент Франції №2123875, А61В5/00, бюл. №3, 1972)

Недоліком такого пристрою є невисока точність визначення ступеню насичення киснем крові. Це пов'язано перш за все з тим, що вимірювання проводиться на мочці вуха

Більш близьким до винаходу є спосіб неінвазивного визначення ступеню насичення крові киснем шляхом освітлення тканини світловим пучком і реєстрації інтенсивності випромінювання в двох областях спектру. При цьому освітлюють кон'юнктиву ока і реєструють інтенсивність відбитого випромінювання в яскраво- та темно-червоній областях спектру, що відповідає кровотокам, які містять оксигемоглобін та дезоксигемоглобін, при цьому ступінь насичення крові киснем визначають по наступному співвідношенню

$$StO_2 = \frac{I_1}{I_1 + I_2} \cdot 100\%$$

де  $I_1$  - інтенсивність відбитого випромінювання в яскраво-червоній області спектру, $I_2$  - те ж в темно-червоній області спектру

(Патент України №6872 МПК7А61В5/02, бюл.

(13) A

(11) 60622

(19) UA

№1, 1995)

Недоліком даного способу є недостатня точність визначення наповнення киснем судин сітківки через освітлення всієї ділянки кон'юнктиви, а не досліджуваних частин безпосередньо

Найбільш близьким до винаходу є пристрій для визначення ступеню насичення крові киснем, що включає в себе джерело світла, оптичну систему для наведення променя, напівпрозоре дзеркало і фотоприймач. Принцип його дії заключається в тому, що промінь по черзі наводиться на артеріальні і венозні судини і по різниці інтенсивності відбитого від них світла визначається вміст в них кисню (А С №806003, А61В10/00, бюл №2,1981)

Недоліком цього пристрою є низька точність вимірювання та значна тривалість процесу вимірювання. Низька точність вимірювання пов'язана з тим, що інтенсивність світла вимірюється по величині постійного струму через фотоприймач, який також залежить від цілого ряду неконтрольованих факторів (температура, неможливість точного наведення променя на судини). Значна тривалість процесу пов'язана з необхідністю почергового наведення променя на артеріальні та венозні судини.

В основу винаходу поставлено задачу створення способу визначення вмісту кисню в судинах сітківки ока та пристрою для його реалізації, в якому за рахунок введення нових операцій та їх послідовності досягається можливість освітлення безпосередньо досліджуваної ділянки ока та за рахунок цього - зменшення часу та підвищення точності визначення вмісту кисню в судинах сітківки ока.

Поставлена задача в способі вирішується тим, проводиться спектральний аналіз судин сітківки ока на довжинах хвиль, що мають максимальний коефіцієнт відбивання від оксигемоглобіну та гемоглобіну і по різниці їх денситометричних характеристик визначають ступінь оксигенації судин сітківки ока.

Поставлена задача в пристрої вирішується тим, що пристрій містить джерело світла, оптичну систему, що оптично пов'язані. Далі розміщено дисковий модулятор з двома інтерференційними світлофільтрами, що оптично пов'язаний як з системою для наведення променя, так і з лінзою. Остання оптично пов'язана з оком та напівпрозорим дзеркалом, яке, в свою чергу, має оптичні зв'язки з фотоелектричною матрицею. Матриця має електричний зв'язок з персональним комп'ютером, який теж електрично зв'язаний з інформаційним пристроєм. Інтерференційні світлофільтри дискового модулятора пропускають світло з максимумом довжин хвиль  $\lambda_1$  та  $\lambda_2$ , що характерні для спектру оксигемоглобіну та гемоглобіну. Модулятор світла видає періодичну послідовність імпульсів світла з  $\lambda_1$  та  $\lambda_2$ . Відбиті сітчаткою ока імпульси світла реєструються фотоелектричною матрицею, яка видає послідовність імпульсів фо-

тоструму, причому амплітуда першого імпульсу пропорційна вмісту кисню в крові, а амплітуда другого імпульсу задає початкову точку відліку, так як вона відповідає інтенсивності світла, що відбивається від судин з відсутністю кисню. В цьому випадку різниця амплітуд послідовних імпульсів фотоструму пропорційна вмісту кисню в крові.

На кресленні зображена структурна схема пристрою для визначення вмісту кисню в судинах сітківки ока.

Пристрій містить джерело світла 1, оптичну систему для наведення променя 2, що оптично пов'язані, модулятор з двома світлофільтрами 3, що має оптичний зв'язок з оком пацієнта 4 та лінзою 5, яка, в свою чергу, оптично пов'язана з напівпрозорим дзеркалом 6, що оптично пов'язане з фотоелектричною матрицею 7. Матриця має електричний зв'язок з персональним комп'ютером 8, який електрично пов'язаний з інформаційним пристроєм 9.

Спосіб здійснюється наступним чином. Світловий потік від джерела світла 1 проходить через оптичну систему для наведення променя 2 та дисковий модулятор 3 на судину сітківки попередньо розширеної зіниці ока пацієнта 4. Відбитий промінь через лінзу 5 потрапляє на напівпрозоре дзеркало 6, а далі - на фотоелектричну матрицю 7. Так як модульоване світло представляє собою послідовність світлових імпульсів  $\lambda_1$  і  $\lambda_2$ , то і фотоматриця передає до комп'ютера 8 послідовність імпульсів фотоструму, при чому амплітуда першого імпульсу пропорційна інтенсивності відбитого світла з  $\lambda_1$ , а другого - з  $\lambda_2$ . За допомогою комп'ютера 8 проводять аналіз судин сітківки на довжинах хвиль  $\lambda_1$  та  $\lambda_2$ , що мають максимальний коефіцієнт відбивання, відповідно, від оксигемоглобіну та гемоглобіну, і по різниці їх денситометричних характеристик визначають ступінь оксигенації судин сітківки ока.

Пристрій працює наступним чином. Світловий потік від джерела світла 1 проходить через оптичну систему для наведення променя 2 та дисковий модулятор 3 на судину сітківки попередньо розширеної зіниці ока пацієнта 4. Відбитий промінь через лінзу 5 потрапляє на напівпрозоре дзеркало 6, а далі - на фотоелектричну матрицю 7. Так як модульоване світло представляє собою послідовність світлових імпульсів  $\lambda_1$  і  $\lambda_2$ , то і фотоматриця передає до комп'ютера 8 послідовність імпульсів фотоструму, при чому амплітуда першого імпульсу пропорційна інтенсивності відбитого світла з  $\lambda_1$ , а другого - з  $\lambda_2$ . Як вказано вище, різниця амплітуд першого та другого імпульсів пропорційна вмісту кисню в крові судини сітківки. Ці дані реєструються на комп'ютері 8 і обробляються з допомогою пакету прикладних програм. Результати виводяться на інформаційний пристрій 9.

