



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 77075

(13) C2

(51) МПК (2006)

A61B 5/145

G01N 33/50

G01N 21/31

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

(54) НЕІНВАЗІЙНИЙ МОНІТОР ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ ГЛЮКОЗИ КРОВІ

1

2

(21) 20041008723

(22) 26.10.2004

(24) 16.10.2006

(46) 16.10.2006, Бюл. № 10, 2006 р.

(72) Русин Василь Іванович, Бобонич Петро Петрович

(73) Ужгородський національний університет

(56) US 5910109, 08.06.1999

RU 2014672, 16.06.1994

RU 2141702, 30.11.1999

RU 2206643, 20.06.2003

RU 2233111, 27.07.2004

US 5666956, 16.09.1997

US 6043492, 29.03.2000

(57) Неінвазійний монітор для визначення концен-

трації глюкози крові, що містить оптично зв'язані інфрачервоне джерело світла та фотоприймач і електронну систему реєстрації, який **відрізняється** тим, що як фотоприймач використано напівпровідниковий бікристал із структурою п-р-п типу, що містить зернисту межу в р-області, а електронна система реєстрації містить систему обробки результатів вимірювання, при цьому вхід системи приєднаний до фотоприймача, а вихід - до блока збереження інформації, виходи якого електрично зв'язані з блоком мінімального та максимального значень рівнів концентрації глюкози, і блок відображення інформації, що з'єднаний з блоком установки значень рівнів концентрації глюкози крові.

Винахід відноситься до медицини, а більш конкретно до оптичних неінвазійних пристроїв визначення глюкози в крові, і може бути застосованим для визначення ступеню захворювання діабетом.

Відомий неінвазійний монітор для визначення концентрації глюкози в крові, що містить послідовно розміщені декілька інфрачервоних джерел світла та фотоприймач, систему обробки результатів вимірювання концентрації глюкози, блок збереження інформації, блок установки мінімального та максимального значень рівнів концентрації та блок відображення інформації [1]. Принцип його роботи оснований на реєстрації інфрачервоного світла, яке пройшло через об'єкт, усередненні даних дослідження, відображення значень концентрацій глюкози крові. Недоліком такого монітору є застосування декількох фотоприймачів та джерел світла в області довжин хвиль менше 1100нм. Така схема дослідження веде до ускладнення монітору.

Відомий також неінвазійний монітор для визначення концентрації глюкози в крові, що містить послідовно розміщені інфрачервоне джерело світла та фотоприймач, систему обробки результатів вимірювання концентрації глюкози, блок збереження інформації, блок установки мінімального та максимального значень рівнів концентрації та блок відображення інформації, який вибрано за прото-

тип [2]. Принцип його роботи оснований на реєстрації інфрачервоного світла, яке пройшло через біологічний об'єкт, наприклад, мочку вуха, та представлення результатів вимірювання концентрації глюкози.

Недолік відомого неінвазійного монітору для визначення концентрації глюкози в крові виражений в тому, що він потребує велику концентрацію інфрачервоного світла, із-за низької чутливості фотоприймачів. В якості сильних джерел інфрачервоного випромінювання застосовують потужні лазерні діоди. Це призводить, по-перше, до обережного застосування їх з метою запобігання попаданню променів в око. По-друге, робота потужних інфрачервоних діодів веде до надмірної "зношеності" діодів, які потрібно замінювати кожні три місяці. Це приводить до небажаних витрат споживача монітору при заміні фотореєстратора.

Задача винаходу - збільшення чутливості фотореєстратора з одночасним зменшенням вартості приладу.

Поставлена задача вирішується таким чином, що неінвазійний монітор для визначення концентрації глюкози в крові, що містить послідовно розміщені інфрачервоне джерело світла та фотоприймач, систему обробки результатів вимірювання концентрації глюкози, блок збереження інформації, блок установки мінімального та максимального

(13) C2

(11) 77075

(19) UA

значень рівнів концентрації та блок відображення інформації, який, згідно винаходу, відрізняється тим, що в якості фотоприймача використано напівпровідниковий бікристал із структурою п-р-п-типу, що містить зернисту межу в р-області.

Суть винаходу основана на тому, що напівпровідниковий бікристал із зернистою межею в р-області в структурі п-р-п-типу при попаданні на нього світла із енергією фотонів меншою за ширину забороненої зони напівпровідника реєструє інтенсивність світла із зміною додатного значення електрорушійної сили від п-області через нульове значення в р-області до від'ємного значення в іншій п-області.

На Фіг.1 представлена блок-схема неінвазійного монітору для визначення концентрації глюкози в крові, а на Фіг.2 - зображення бікристалу п-р-п-типу.

Неінвазійний монітор для визначення концентрації глюкози в крові містить інфрачервоне джерело 1 світла, об'єкт 2 дослідження, фотоприймач 3 із структурою п-р-п-типу та електронна система 4, яка складається із системи 5 обробки результатів вимірювання концентрації глюкози, блока 6 збереження інформації, блока 7 установки мінімального та максимального значень рівнів концентрації та блока 8 відображення інформації.

Неінвазійний монітор для визначення концентрації глюкози в крові працює таким чином.

Інфрачервоне світло від світлодіода 1 падає на фотоприймач 3, який реєструє значення електрорушійної сили крізь об'єкт дослідження 2. Електронна система 4 оброблює це значення. Для цього зареєстровані значення концентрації глюкози опосередковуються в блоці 5 системи 4, зберігаються в пам'яті блоку 6 та відображаються в блоці 8. В блоці 7 встановлюються мінімальне та/або максимальне значення концентрації глюкози пацієнта.

Після встановлення об'єкту 2 дослідження, наприклад, мочку вуха, між джерелом 1 світла та

фотоприймачем 3 система 4 записує значення електрорушійної сили за певний проміжок часу з вибраною частотою слідування імпульсів, усереднює ці значення і після цього середнє значення показується на дисплеї концентрацію глюкози в об'єкті дослідження. Бікристал представляє собою прилад, який дискримінує прямий та зворотний напрямки, з крайньою високою просторовою фоточутливістю. Оскільки обидва р-п-переходи розділені один від одного тільки дуже вузьким дислокаційним рядом, інжектвані носії понижують бар'єр на одному боці і підвищують його на іншому. Оскільки переважну роль в розділенні носіїв грає більш високий бар'єр, в структурах з зернистою структурою струм інжекції дає більший квантовий вихід в порівнянні із звичайними структурами п-р-п та р-р⁺-р. При наявності зовнішньої напруги повний потенціал зліва від бар'єру рівний сумі цієї напруги та власного потенціалу бар'єру. У випадку світлової інжекції, коли енергія фотонів менша від ширини забороненої зони, наприклад, германію, але більша 0,42еВ, електрони можуть підніматися на цей рівень із валентної зони, створюючи при цьому дірки. Таким чином властивістю такої структури є сильно локалізована фоточутливість. Бар'єр зерен діє як стік дірок, струм змінює свій напрям, коли світловий потік змінює своє положення відносно бар'єру.

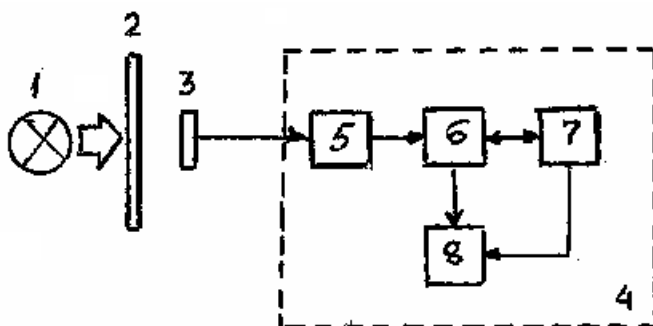
Технічна ефективність неінвазійного монітору для визначення концентрації глюкози крові визначається високочутливим фотоприймачем із п-р-п-структурою, в якого р-область виконана у вигляді зернистого бар'єру.

Винахід може бути використаний в медицині і ветеринарії для визначення глюкози в крові при захворюванні цукровим діабетом.

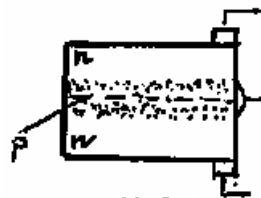
Джерела інформації:

1. Патент США №5910109, опубл. 1999р.

2. Монітор глюкози фірми SugarTrac (прототип).



Фіг. 1



Фіг. 2