



УКРАЇНА

(19) UA (11) 96740 (13) C2

(51) МПК

G01N 33/50 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)

G01N 21/31 (2006.01)

G01B 9/02 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИОПИС
ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(54) КАБЛУЧКА-ГЛЮКОМЕТР

1

2

(21) а200805114

(22) 21.04.2008

(24) 12.12.2011

(46) 12.12.2011, Бюл.№ 23, 2011 р.

(72) БОБОНІЧ ПЕТРО ПЕТРОВИЧ

(73) БОБОНІЧ ПЕТРО ПЕТРОВИЧ

(56) US 6188477 B1, 13.02.2001

UA 71810 A, 15.12.2004

US 7356364 B1, 08.04.2008

RU 2279250 C2, 10.07.2006

UA 78817 C2, 25.04.2007

UA 77075 C2, 16.10.2006

US 20060104824 A1, 18.05.2006

US 6873865 B2, 29.03.2005

(57) Каблучка-глюкометр, що містить в основі корпус кільце у вигляді тороїда, яка **відрізняється** тим, що як фотоприймач застосовано напівпровідникову структуру р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, причому фотоприймач розміщено на внутрішній частині корпусу каблучки-глюкометра, а джерело світла - на внутрішній її частині напроти фотоприймача на одній оптичній осі системи фотоприймач-джерело випромінювання, причому виходи фотоприймача та джерела випромінювання з'єднані з мікроконтролером та дисплеєм, який знаходиться на корпусі каблучки-глюкометра з кнопками керування.

Винахід належить до медицини, а більш конкретно до оптичних неінвазійних методів визначення концентрації глюкози в крові і може бути застосований для визначення ступеня захворювання діабетом.

Відома каблучка-пульсометр, що містить ультразвукове джерело, та приймач, з'єднаний з реєстратором [1]. Принцип його роботи оснований на дії ультразвукових хвиль з артерією пацієнта, реєстрації їх від артерії та відображення інформації.

Недолік відомої каблучки-пульсометра виражений в тому, що вона не може вимірювати концентрацію глюкози безпосередньо. Це пов'язано з тим, що для визначення концентрації глюкози крові необхідно мати високочутливі фотоприймачі для реєстрації слабого оптичного випромінювання, яке пройшло через об'єкт, що містить глюкозу крові. На даному етапі у промисловості є тільки фотоприймачі із структурою р-п-р-або п-р-п-типу, чутливість яких низька.

Відомі неінвазійні глюкометри, які містять джерело випромінювання, наприклад світлодіод, фотоприймач та реєстратор [2-5]. Відомий неінвазійний глюкометр [2, 3] містить світлодіод та фотоприймач, які з'єднані з реєстратором, що показує концентрацію глюкози крові пацієнта за допомогою

вушної кліпси, глюкометр [4, 5] - за допомогою пальцевої кліпси.

Недолік відомих неінвазійних глюкометрів [2-5] в тому, що їх неможливо використовувати протягом декількох годин або днів та некомфортності застосування.

Окрім того, всі відомі неінвазійні глюкометри є дорогими, непортативними та складними в експлуатації при вимірюванні концентрації глюкози в крові.

Задача винаходу - розширення асортименту виробів, підвищення комфортності та точності вимірювання концентрації глюкози в крові.

Вирішення задачі здійснюється тим, що в каблучці-глюкометрі як фотоприймач застосовано напівпровідникову структуру р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, який розміщено на внутрішній стороні її корпусу, а оптичне джерело світла, наприклад світлодіод - на внутрішній стороні її напроти фотоприймача на одній оптичній осі системи джерело-фотоприймач.

Суть винаходу основана на тому, що фотоприймач із структурою р-п-р-п-типу при попаданні на нього світла із видимого діапазону довжин хвиль від 250 нм до інфрачервоного світла довжиною більше 1000 нм реєструє інтенсивність світла із додатним значенням електрорушійної сили, а

(13) C2

(11) 96740

(19) UA

після встановлення об'єкта дослідження між фотоприймачем та випромінювачем, наприклад, інфрачервоним джерелом світла, значення електрорушійної сили змінюється на від'ємний. Дослідження р-п-п-структури від довжини світла показали зміну фотоЕРС від -50 мВ до 0 мВ (для ультрафіолетової до жовто-зеленої області) та від 0 мВ до +350 мВ (для жовто-зеленої до інфрачервоної області).

На фіг. 1 показана каблучка-глюкометр. На фіг. 2 показано розріз по осі фотоприймач-джерело випромінювання вздовж корпусу каблучки-глюкометра. На фіг. 3 - блок-схема каблучки-глюкометра, а на фіг. 4 показаний графік залежності концентрації глюкози крові від значення фотоелектрорушійної сили фотоприймача з інверсією знака (по закону Ламберта-Бера).

Каблучка-глюкометр містить фотоприймач 1 із інверсією знака електрорушійної сили, який розташований на внутрішній частині корпусу 2 каблучки-глюкометра, інфрачервоне джерело 3 світла (світлодіод), який розміщено на внутрішній стороні 4 каблучки-глюкометра на одній оптичній осі (фотоприймач 1 розміщено на внутрішній стороні каблучки-глюкометра, а інфрачервоне джерело 3 світла розміщено на внутрішній стороні каблучки-глюкометра напроти фотоприймача 1), дисплей 5, що відображає результат вимірювання та іншу інформацію, необхідну пацієнту, як об'єкт дослідження. За допомогою кнопок 6 встановлюється режим вимірювання. Сигнал тривоги видається за допомогою звуку або зображення на дисплеї. Система обробки 7 знаходиться в корпусі 2 каблучки-глюкометра. Дисплей каблучки-глюкометра містить наступну інформацію:

1) дата та години, які показуються від мікроконтролера системи реєстрації.

2) представлено значення концентрації глюкози крові.

3) сигнал тривоги, що відображає значення концентрації глюкози крові.

Мікроконтролер також можна запрограмувати для визначення значення калорій споживаного харчу пацієнтом та іншу інформацію, необхідну для пацієнта.

Каблучка-глюкометр працює таким чином.

Інфрачервоне світло від джерела (світлодіода) 3 попадає на фотоприймач 1. Фотоприймач 1 реєструє значення електрорушійної сили без об'єкта дослідження. Величина фотоелектрорушійної сили в цьому випадку має позитивне значення, яке служить, наприклад, для індикації працездатності батарей живлення основних вузлів електроніки (при відсутності біологічного об'єкта між парною світлодіод-фотоелемент на виході виникає фотоелектрорушійна сила (фотоЕРС) із значенням від +180 до +300 мВ). Якщо це значення знижується, то електронна система видає повідомлення, що необхідно заряджати батарею. На дисплеї 5 в корпусі 2 каблучки-глюкометра розряд батареї відображається відповідним значком.

Після встановлення каблучки-глюкометра на палець пацієнта випромінювання від джерела 3 світла проходить через палець як об'єкт дослідження на фотоприймач 1, а електронна система

записує від'ємне значення електрорушійної сили (значення фотоЕРС змінюється в межах від -10 до -40 мВ (що відповідає значенню концентрації глюкози від 30 до 1 ммоль/л відповідно), проводить розрахунок і після цього значення концентрації глюкози в об'єкті дослідження представляє на дисплеї 5. Чим більша концентрація глюкози в об'єкті дослідження, тим менше від'ємне значення електрорушійної сили і навпаки.

Оптичні осі джерела 3 та фотоприймача 1 знаходяться на одній лінії.

На фіг. 3 представлено блок-схему приєднання датчика до системи збору, обробки, запам'ятовування, представлення інформації про концентрацію глюкози крові, а на фіг. 4 - передача інформації через ефір на комп'ютер лікаря пацієнта. На блок-схемі (фіг. 3 та 4) показано оптоелектронний датчик 8, що містить світлодіод 3 та фотоприймач 1, вихід якого приєднаний до підсилювача 9 сигналу, що подається на аналого-цифровий перетворювач 10, після чого цифровий сигнал подається на мікроконтролер (мікропроцесор) 11. Мікропроцесор 11 обчислює та підраховує вимірну величину шляхом порівняння сигналу, перетвореного в цифрову величину аналого-цифровим перетворювачем 10, з калібрувальною кривою, яка знаходиться в пам'яті мікропроцесора 11. Виходи мікроконтролера 11 зв'язані з входом дисплея 12, блоком 13 аварійного сигналу, з світлодіодом 3. На табло дисплея 12 висвічуються графічні та алфавітно-нумераційні дані результатів вимірювання.

Можливе поєднання мікропроцесора з внутрішнім аналого-цифровим перетворювачем, який може входити в структурну схему мікропроцесора.

У випадку передачі даних досліджень до лікаря (мал. 4) вихід мікроконтролера з радіопередавачем 14. Сигнал з радіопередавача 14 через ефір приймається радіоприймачем 15 і через радіомодем 16 дані приходять на комп'ютер 17 лікаря. Можливий варіант, коли сигнал від передавача 14 приходить на приймач 15, що розміщений у сім'ї хворого пацієнта. Передача даних може здійснюватися через інфрачервоний порт (або USB порт) 18.

Керування каблучкою-глюкометром, а також встановлення параметрів, які потрібно для визначення концентрації глюкози крові пацієнта, проводиться за допомогою кнопок 6, які розміщені на його корпусі. Кнопки 6 можуть бути розташовані на торці каблучки-глюкометра. Зв'язок каблучки-глюкометра з комп'ютером лікаря або в сім'ї пацієнта може бути проведений через ІЧ та/або USB порт або радіозв'язок.

Графік зображений на фіг. 5 показує залежність концентрації С від значення фотоЕРС від фотоприймача (яке пропорційно інтенсивності світла, що пройшло через об'єкт дослідження) згідно з законом Ламберта-Бера:

$$I/I_0 = \exp(-kCd),$$

де I_0 та I - значення фотоЕРС до і після встановлення каблучки-глюкометра на біооб'єкт (палець пацієнта) відповідно,

k - молекулярний коефіцієнт поглинання глюкози крові,

C - концентрація глюкози крові,
d - товщина біооб'єкта.

За допомогою каблучки-глюкометра можна проводити неперервне вимірювання рівню глюкози в крові хворого на діабет. В цьому випадку мікроконтролер програмують для зняття рівня глюкози в крові кожні 5-10 хв. протягом, наприклад, трьох днів. Такий процес застосування каблучки-глюкометра потрібний також для визначення часу максимального викиду глюкози в кров пацієнта з метою представлення типу інсуліну.

Технічна ефективність каблучки-глюкометра в тому, що він здатний вимірювати малі значення світлового потоку, які пройшли через об'єкт (що містить глюкозу крові) високочутливим фотоприймачем з інверсією знака електрорушійної сили.

Літературні джерела:

1. Каблучка-пульсометер Pulse Ring. Джерело Gizmodo.

2. Патент US 2005 №192493. Non-invasive blood analyte measuring and method utilizing optical absorption. Автор Wuori E. Патентовласник Miniformed LLC. МПК A61B5/00. Опубл. 01.09.2005.

3. Патент US №2004 127779. Method and apparatus for non-invasive blood constituents monitoring. МПК A61B5/00. Автор Steuer R., Miller D.P. Опубл. 01.07.2004

4. Патент України №78817 С2. Спосіб неінвазійного визначення концентрації глюкози в крові людини та пристрій. Автори Войтович І.Д., Корсунський В.М. Патентовласник Ін-т кібернетики ім. В.М. Глушкова НАНУ. МПК A61B5/145, G01N33/49. Опубл. 25.04.2007.

5. Патент US №2006 0104824. Detecting medical conditions with noninvasive body probes. Автор Schnall R.P. МПК A61B5/00. Опубл. 18.05.2006.

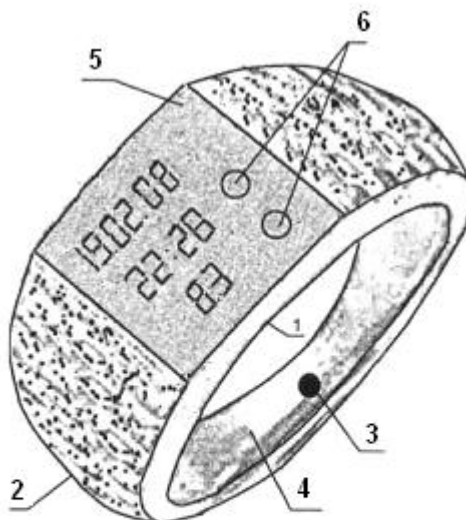
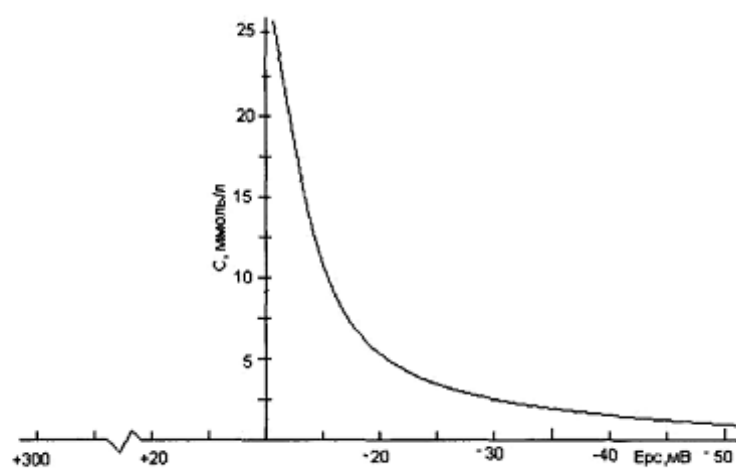


Fig. 1



Фіг. 4