



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **103970** (13) **C2**
(51) МПК (2013.01)

A61B 5/00

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/1477 (2006.01)

G01N 33/48 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(21) Номер заявки: **а 2012 13577**

(22) Дата подання заявки: **27.11.2012**

(24) Дата, з якої є чинними
права на винахід: **10.12.2013**

(41) Публікація відомостей **27.05.2013, Бюл.№ 10**
про заяву:

(46) Публікація відомостей **10.12.2013, Бюл.№ 23**
про видачу патенту:

(72) Винахідник(и):

**Лошицький Павло Павлович (UA),
Минзяк Дмитро Юрійович (UA)**

(73) Власник(и):

**Лошицький Павло Павлович,
вул. Автозаводська, 7, кв. 60, м. Київ, 04074 (UA),
Минзяк Дмитро Юрійович,
вул. Металістів, 3, м. Київ, 04074 (UA)**

(56) Перелік документів, взятих до уваги
експертизою:

CN 202421126 U, 05.09.2012

GB 1394171 A, 14.05.1975

UA 66309 U, 26.12.2011

RU 2180514 C1, 20.03.2002

RU 2122208 C1, 20.11.1998

UA 71398 A, 15.11.2004

UA 53623 U, 11.10.2010

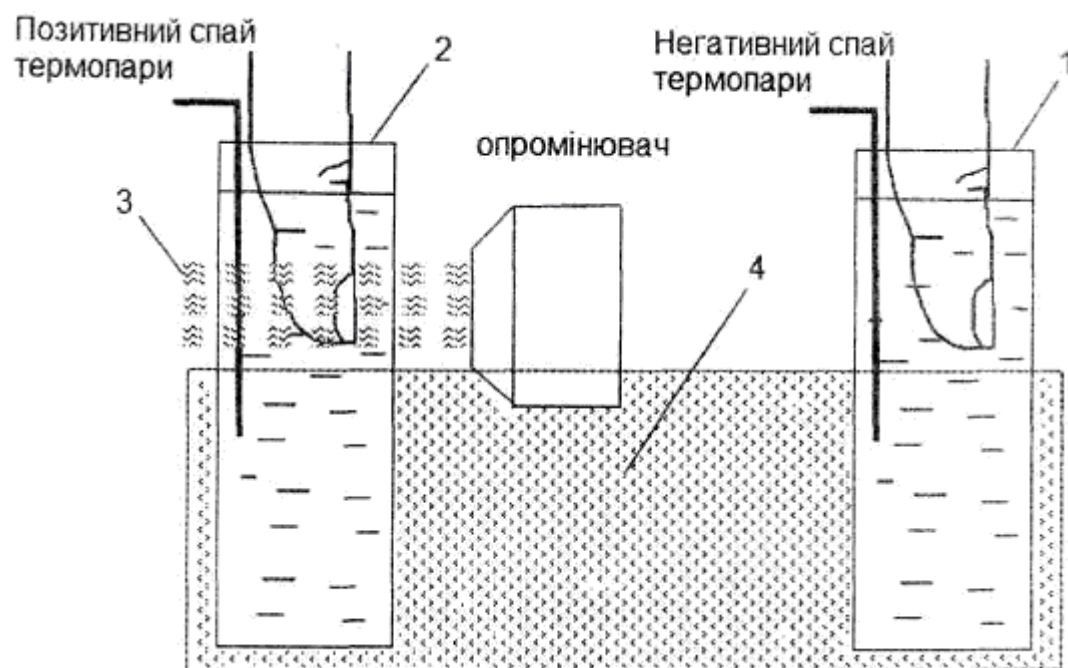
Лошицький П.П., Минзяк Д.Ю. Дослідження
концентраційних залежностей водних
розчинів. - Медична інформатика та
інженерія, №2, 2011, С.29-34

(54) НЕІНВАЗИВНИЙ СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ТА КОНТРОЛЮ КОНЦЕНТРАЦІЇ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ ЛЮДИНИ

(57) Реферат:

Спосіб неінвазивного визначення концентрації глюкози в крові людини включає проведення вимірювань флуктуації диференціальної температури дистильованої води, в яку занурюють палець пацієнта протягом фіксованого часу, при якому впливають на воду зовнішнім фізичним фактором вкрай низької інтенсивності, з подальшим визначенням відносних частот або визначенням відносних періодів повторення значень максимумів автокореляційної функції температури, які порівнюють з попередньо виміряними еталонними значеннями, за якими визначають концентрацію глюкози в крові людини.

UA 103970 C2



Винахід належить до медицини, зокрема до способу вимірювання кількості цукру (глюкози) в крові пацієнта.

Найбільш важливе значення має визначення концентрації глюкози в крові для діагностики та моніторингу лікування діабету - поширеного хронічного метаболічного захворювання. Відомо,

що безліч хворих діабетом потребують щоденного визначення рівня глюкози в крові. Основною задачею лікування цукрового діабету є підтримка рівня цукру в крові якомога більш близьким до нормального. Людина практично не здатна відчувати перепади рівня цукру від 4 до 10 ммоль /л, а високий рівень цукру в крові неминуче веде до розвитку ускладнень. Тільки регулярний і частий самоконтроль цукру крові дозволяє судити про правильність лікування захворювання [1].

Найбільш перспективним неінвазивним глюкометром (особливо для індивідуального використання) може бути прилад, в основі якого лежить гідродинамічний спосіб визначення концентрації глюкози в крові.

Збільшення значення густини та якості крові, модуля об'ємної пружності й інших фізичних її параметрів може бути обумовлено підвищенням концентрації глюкози в крові. Це, в свою чергу, впливає на гідралічні характеристики серцево-судинної системи: підвищення тиску у системі в цілому, збільшення втрат тиску в місцевих опорах, що веде до послаблення відтоку крові з органів. Змінюється швидкість руху крові в артеріях і венах, що призводить до збільшення систолічного та діастолічного тиску. Таким чином, гідродинамічний спосіб визначення концентрації глюкози в крові ґрунтується на тому, що числове значення вмісту глюкози визначають в залежності від зміни систолічного та діастолічного параметрів тиску крові в артерії [2].

Найбільш близьким технічним рішенням є неінвазивний спосіб Бобонича визначення концентрації глюкози [3].

Вирішення задачі здійснюється тим, що в неінвазійному способі визначення концентрації глюкози в крові, який включає направлення на біотканину пучка інфрачервоного проміння та реєстрацію від біотканини відбитого або розсіяного пучка світла, по якому визначають концентрацію глюкози в крові, попередньо проводять вакуумне відсмоктування на шкірі людини до появи кров'яних плям.

Як вакуумне відсмоктування застосовують напівсферичну поверхню з засобом для створення вакууму і розміщеними в ній джерелами та фотоприймачем інфрачервоного проміння. Суть винаходу основана на тому, що при вакуумному відсмоктуванні на поверхні шкіри з'являються кров'яні плями.

Це дає можливість збільшити точність вимірювання концентрації глюкози навіть при потовщенні шкіри в хворих діабетом. Окрім того, кров'яні плями швидше загоюються у хворих. Через кров'яні плями є надзвичайно мала ймовірність внести інфекцію.

Проте відомий спосіб має недоліки. Основним недоліком є недостатня точність вимірювання концентрації глюкози в крові, пов'язана з залежністю фотоелектричного сигналу від змін об'єму крові, що змінюється з пульсовими хвилями. Крім того, складно обчислити значення середніх величин в періодичній імпульсній послідовності, нульовий рівень якої "плаває".

Задачею пропонованого способу є неінвазивні вимірювання концентрації глюкози в крові людини шляхом проведення вимірювань шумів диференціальної температури дистильованої води, в яку занурюється палець пацієнта, що дозволяє уникнути необхідності забору крові і відповідно можливості зараження пацієнта.

Поставлена задача досягається тим, що в пропонованому способі вимірювання та контролю концентрації глюкози в крові пацієнта проводять вимірювання флуктуацій диференціальної температури дистильованої води, в яку занурюється палець кожної з рук, протягом фіксованого часу, при якому виробляється вплив на воду зовнішнього фізичного фактора вкрай низької інтенсивності, з подальшим розрахунком відносних частот, на яких коефіцієнти Фур'є перетворення перевищують заданий рівень величини, без урахування самих значень величини або значень відносних періодів автокореляційної функції. Отримані значення відносних частот коефіцієнтів Фур'є або відносних періодів автокореляційної функції порівнюються з попередньо отриманими еталонними значеннями цих величин для розчинів глюкози у воді, відповідних концентрацій, за якими визначається концентрація глюкози в крові.

Заявлений спосіб відрізняється від відомих тим, що використано властивість води сприймати і відтворювати коливання розчинів відповідних речовин, ізольованих від цієї води діелектричною оболонкою. При цьому коливання розчинів залежать від їх концентрації, що й визначає залежність концентрації розчину від відносних частот Фур'є перетворення і відносних періодів автокореляційної функції квазівипадкового процесу зміни температур в мікрооб'ємах оточуючих вимірювальні термодари.

У рідині колективні коливання всієї системи у вигляді хвиль описують лише коливальну частину теплового руху частинок (та, мабуть, не всю), але зовсім не враховують настільки ж істотний трансляційний рух частинок.

Решта неупорядкована частина руху частинок, що пов'язана головним чином з тепловим трансляційним рухом, проявляється у вигляді порушень порядку в рідині [4].

Наявність подібного руху в рідинах дозволяє очікувати наявності флуктуацій температури в будь-якому досить малому об'ємі рідини. Причому ці флуктуації будуть залежати від укр. слабких зовнішніх впливів високої частоти. Тому в запропонованому способі використовується вкрай висока частота впливу низької інтенсивності, реакція на яку буде залежати від концент. розчину. Флуктуації температури вимірюють диференціальним методом за допомогою двох термодатчиків, які поміщають в воду [5], в яку поміщений палець пацієнта.

Схема реалізації способу наведена на кресленні. Як вимірюваний параметр для визначення концентрації глюкози в крові пацієнта вибрана флуктуація шуму диференціальної температури між контрольним (1) і досліджуваним (2) зразками води. Тому всі експерименти проводилися за наступною методикою: дистильована вода поміщається в дві ємності однакового об'єму - дві пробірки, в кожному з яких занурюють палець пацієнта, тобто на контрольний зразок і на досліджуваний зразок, на який впливає НВЧ випромінювання (3). Далі пробірки поміщають у стійку з пінопласту (4), щоб виключити конвективний обмін із зовнішнім середовищем. Висота стійки складає приблизно половину висоти пробірок, тому обсяг розчину вибирається так, щоб його рівень в пробірці не перевищував висоту стійки. Отвори в пінопласті зроблені таким чином, що товщина пінопласту, що відокремлює пробірку від зовнішнього середовища з лицьового боку і з тильного боку стійки, становить близько 6 мм. Відстань між отворами під пробірки в стійці вибрана таким чином, щоб виключити потрапляння в область діаграми направленості апарату НВЧ контрольної пробірки, і становить 170 мм між центрами пробірок. У кожному пробірці поміщені виводи термодатчиків, занурені в розчин на однакову глибину для обох пробірок. Диференціальний датчик температури виконаний у вигляді диференціальної термодатчик на основі мідь-константан. Всі з'єднання виконані з урахуванням впливу зовнішнього впливу на перехідні контакти і сполучні дроти для зменшення термо-ЕРС перешкоди.

Позитивний спай термодатчиків знаходиться в пробірці, на яку здійснюється вплив, а негативний у контрольну.

Як зовнішній фізичний фактор використовують джерело НВЧ-випромінювання - апарат "Ораторія-IV", діапазон робочих частот якого 58...68 ГГц, зі спектральною щільністю потужності шуму 10-19 Вт / Гц. Під час проведення експерименту голівка випромінювача НВЧ-апарату знаходиться навпроти однієї з пробірок з пальцем, впритул прилягаючи до лицьовій стороні стійки. Контрольна пробірка не опромінюється. Голівка випромінювача апарату НВЧ, за винятком робочої частини, обмотана обплетенням і заземлена з метою зменшення впливу перешкод на результат вимірювання. Після кожного експерименту вода виливається і пробірки мийються дистильованою водою.

У вимірювальній системі, що забезпечує введення значень диференціальної температури в ЕОМ, як критерій точності вимірювального тракту вибрана середньоквадратична похибка. Враховуючи швидкодію і розрядність АЦП в 12 біт, а також розмір вибірки в кілька тисяч для досягнення абсолютної похибки вимірювання в 0,03 °С, система забезпечує знімання інформації з періодичністю 2-3 секунди.

Використовуючи еталонні залежності відносних частот максимумів коефіцієнтів Фур'є, або відносні періоди максимумів автокореляційної функції від концентрацій розчинів глюкози у воді, порівнюють їх з виміряними значеннями для води з зануреним пальцем, і по них знаходять відповідну концентрацію глюкози.

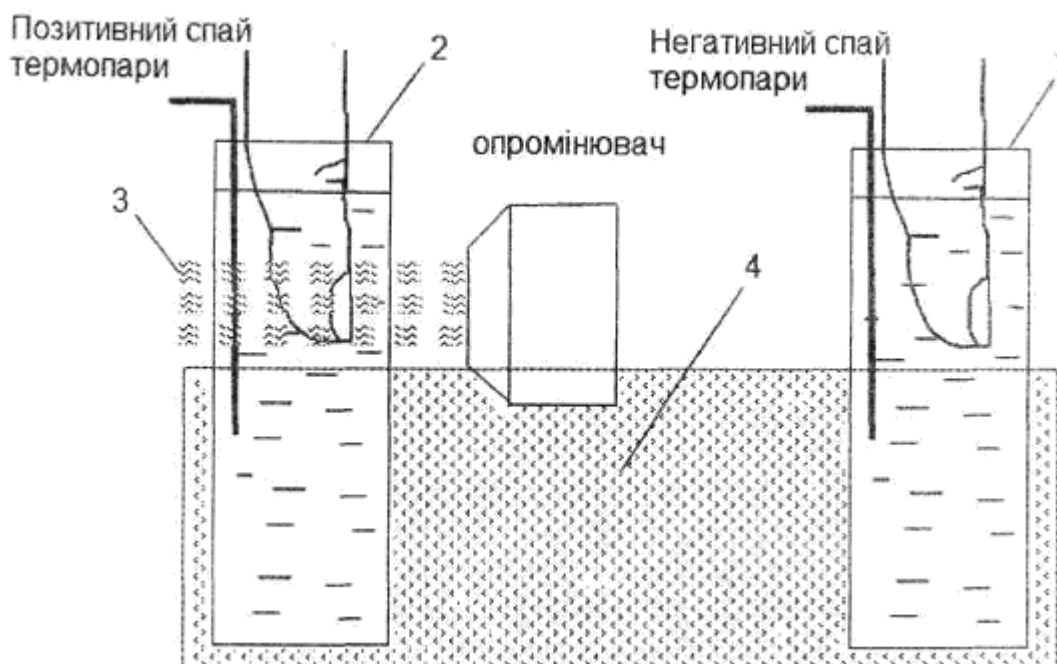
Використання запропонованого способу вимірювання та контролю концентрації глюкози в крові пацієнта в порівнянні з існуючими способами дозволяє виключити необхідність проколювання шкіри і забору крові пацієнта, тим самим виключаючи можливість зараження під час процедури.

Джерела інформації:

1. Радкевич В.Е. Сахарный диабет - Москва. Издательство "Грэгори", 1995-316 с.
2. Спосіб визначення концентрації глюкози в крові. Патент на корисну модель № 53623. Скрипець А.В., Романенко В.Г. Бюл. №19, 11.10.2010.
3. Неінвазивний спосіб Бобонича визначення концентрації глюкози. Патент на винахід №71398. Бобонич Г.В., Бобонич С.П., Бобонич П.П. Бюл. №11, 15.11.2004.
4. Фишер И.З. Статистическая теория гибкостей - М: Изд. физ.- мат. лит. 1968-232с.
5. Спосіб вимірювання та контролю концентрації водних розчинів. Патент на корисну модель №66309. Лошицкий П.П., Минзак Д.Ю. Бюл. №24. 26.12.2011.

ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

- Спосіб неінвазивного вимірювання та контролю концентрації глюкози в крові людини, який відрізняється тим, що проводять вимірювання флуктуацій диференціальної температури дистильованої води, в яку занурюють палець пацієнта протягом фіксованого часу, при якому впливають на воду надвисокочастотним випромінюванням вкрай низької інтенсивності, з подальшим визначенням відносних частот, на яких коефіцієнти Фур'є перетворення флуктуацій температури, виміряної протягом часу впливу випромінювання, перевищують заданий рівень величини без врахування самих значень величини, або визначенням відносних періодів повторення значень максимумів автокореляційної функції температури, виміряної протягом часу впливу випромінювання, отримані значення порівнюють з попередньо виміряними еталонними значеннями, за якими визначають концентрацію глюкози в крові пацієнта.



Комп'ютерна верстка Л. Литвиненко

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601