



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 107833

(13) C2

(51) МПК

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/053 (2006.01)

G01N 33/49 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

## (12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(21) Номер заявки: а 2012 13666

(22) Дата подання заявки: 29.11.2012

(24) Дата, з якої є чинними  
права на винахід: 25.02.2015

(41) Публікація відомостей  
про заявку: 13.05.2013, Бюл.№ 9

(46) Публікація відомостей  
про видачу патенту: 25.02.2015, Бюл.№ 4

(72) Винахідник(и):

Антоненко Євгеній Олександрович (UA),  
Карпов Олександр Іванович (UA),  
Катрич Віктор Олександрович (UA),  
Мустецов Микола Петрович (UA)

(73) Власник(и):

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ  
УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ В.Н. КАРАЗІНА,  
пл. Свободи, 4, м. Харків, 61022 (UA)

(56) Перелік документів, взятих до уваги  
експертизою:

US 6617861 B1, 09.09.2003

RU 2393759 C1, 10.07.2010

RU 2381008 C1, 10.02.2010

WO 2011/100390 A1, 18.08.2011

WO 2007/078122 A1, 12.07.2007

US 20120150000 A1, 14.06.2012

GB 2428093 A, 17.01.2007

RU 2388403 C1, 10.05.2010

PL 211372 B1, 03.06.2009

RU 126257 U1, 03.09.2013

Разработка неинвазивного мобильного

глюкометра на основе методов оптики

спеклов. / Taleb Emad Mahmood // iLab.

Информационный портал по вопросам

биомедицинской инженерии. - 10.01.2012

[Интернет-публікація] URL:

<http://ilab.xmedtest.net/?q=node/3475>

(Знайдено в інтернеті 21.10.2013)

## (54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ У КРОВІ

(57) Реферат:

Винахід стосується способу вимірювання рівня глюкози в крові, що включає генерацію сигналу надвисокої частоти (НВЧ), подачу сигналу через спрямований відгалужувач на мікросмуговий резонатор, вимірювання коефіцієнта відбиття сигналу від мікросмугового резонатора, над яким розташовують досліджуваний об'єкт та обчислення комплексної діелектричної проникності дослідного об'єкта по зсуву резонансної частоти відносно частоти власного резонансу резонатора, у якому контактну робочу поверхню мікросмугового резонатора фіксують безпосередньо на досліджуваній ділянці тіла пацієнта, для генерації НВЧ сигналу використовують генератор змінної частоти дециметрового діапазону зі смугою перестроювання відносно резонансної частоти вибраної моди коливань - не більше 10 %, окремо вимірюють електричну провідність крові досліджуваної ділянки на низькій частоті, а потім за одержаними даними провідності крові та дійсною частиною діелектричної проникності крові вираховують об'ємну концентрацію рівня глюкози  $x$  в крові за формулою:

UA 107833 C2

$$\chi = \frac{\dot{\epsilon} - \epsilon_t + i \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0}}{\epsilon_s - \epsilon_t + i \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0}}, \text{ де}$$

$\dot{\epsilon}$  - комплексна діелектрична проникність,

$\epsilon_s$  - діелектрична проникність глюкози,

$\epsilon_t$  - діелектрична проникність усіх складових біологічних тканин досліджуваної ділянки тіла, за виключенням глюкози,

$i$  - уявна одиниця, стала, що є ознакою комплексної частини рівняння,

$\sigma$  - електрична провідність,

$\omega$  - кутова частота електромагнітних коливань,

$\epsilon_0$  - електрична постійна.

Вимірювання діелектричної проникності крові можуть здійснювати під час систоли.

Винахід стосується медицини та електроніки і може бути застосований як неінвазивний спосіб оцінки параметрів гемодинаміки, варіабельності серцевого ритму, зокрема, вимірювання електрофізичних параметрів біологічних тканин та рівня глюкози в крові.

Відомо декілька способів реєстрації пульсової хвилі (хвилі тиску у кровоносних судинах): оптичні, наприклад фотоплетизмографія, механічні, наприклад механічна плетизмографія, акустичні, наприклад фонокардіографія, електричні, наприклад реографія та електрокардіографія.

Відомий спосіб неінвазивної пульсової діагностики серцевої діяльності пацієнта та вимірювання швидкості пульсової хвилі [1]. Спосіб передбачає генерацію надширокосмугового радіосигналу, пропускання його через мікросмугову лінію передачі, яку розташовують впритул до ділянки тіла, детектування за допомогою фазового детектора, посилення продетектованого сигналу та його подальшу обробку та візуалізацію.

Недоліками зазначеного способу є неможливість отримання даних про діелектричну проникність крові, яка застосовується для обрахування об'ємної концентрації глюкози.

Відомий патент пристрій та спосіб для вимірювання та моніторингу комплексної діелектричної проникності матеріалів [2], що передбачає генерацію НВЧ сигналу змінної частоти, пропускання його через спрямований відгалужувач та передачу сигналу на мікросмуговий резонатор, над яким розміщують зразок для тестування, вимірювання коефіцієнта відбиття або проходження НВЧ сигналу, його детектування та вимірювання потужності сигналу, введення отриманих даних у комп'ютер для вирахування власної частоти резонансу мікросмугового резонатора, розміщення над резонатором у потрібному місці зразка матеріалу для тестування, який має задані геометричні розміри та форму, введення даних до комп'ютерної програми про тип та розміри мікросмугового резонатора та зразка для тестування, вимірюють частоту резонансу резонатора зі зразком та обчислюють ефективну діелектричну проникність. Як сенсор використовують різні типи мікросмугових ліній та мікросмугових резонаторів НВЧ.

Основним недоліком способу найближчого аналога [2] є неможливість використання для здійснення медичної діагностики стану здоров'я людини. Це пояснюється необхідністю мати зразок досліджуваного матеріалу чітко визначених геометричних розмірів для проведення вимірювань, що не дозволяє досліджувати біологічні тканини безболісним неінвазивним способом.

Задачею винаходу є розширення функціональних можливостей способу з метою одержання способу вимірювання параметрів пульсової хвилі, як показника серцевої діяльності пацієнта та рівня глюкози в крові, на основі електрофізичних параметрів крові, що вимірюються, безболісним неінвазивним методом.

Для вирішення поставленої задачі у способі реєстрації пульсової хвилі та вимірювання рівня глюкози в крові, що включає генерацію НВЧ сигналу змінної частоти, подачу сигналу через спрямований відгалужувач на мікросмуговий резонатор, вимірювання коефіцієнта відбиття сигналу від мікросмугового резонатора, над яким розташовують досліджуваний об'єкт та обчислення комплексної діелектричної проникності дослідного об'єкта по зсуву резонансної частоти відносно частоти власного резонансу резонатора, згідно з винаходом, контактну робочу поверхню мікросмугового резонатора фіксують безпосередньо на досліджуваній ділянці тіла пацієнта, а для генерації НВЧ сигналу використовують генератор змінної частоти дециметрового діапазону зі смугою перестроювання відносно резонансної частоти вибраної моди коливальних - не більше 10 %, окремо вимірюють електричну провідність крові досліджуваної ділянки на низькій частоті, а потім за одержаними даними провідності крові та дійсній частині діелектричної проникності крові вираховують об'ємну концентрацію рівня глюкози в крові.

Найкраще, коли вимірювання діелектричної проникності крові здійснюють під час систоли.

Спосіб реєстрації пульсової хвилі із застосуванням дії НВЧ випромінювання дозволяє вимірювати об'ємну концентрацію рівня глюкози в крові.

Здійснюється спосіб наступним чином. Діелектрична проникність глюкози складає приблизно 3,6. Комплексна діелектрична проникність біологічних тканин з високим умістом води знаходиться у діапазоні від 40 до 60, в залежності від стану здоров'я та віку людини. Діелектрична проникність глюкози та ефективна діелектрична проникність інших тканин, що знаходяться у області дії електромагнітного поля мікросмугового резонатора, відрізняються більше ніж у десять разів. У такому разі будуть справедливі формули Ліхтенекера [3] для визначення діелектричної проникності  $\bar{\epsilon}$  двокомпонентних сумішей з діелектричними проникностями  $\epsilon_1$  і  $\epsilon_2$ :

$$\bar{\epsilon} = \epsilon_1 x_1 + \epsilon_2 (1 - x_1), (1)$$

де  $x_1$  - об'ємна концентрація речовини з діелектричною проникністю  $\epsilon_1$ .

Комплексна діелектрична проникність описується формулою:

$$\dot{\epsilon} = \epsilon - i \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0}, (2)$$

де  $\epsilon$  - дійсна частина діелектричної проникності,

$i$  - уявна одиниця, стала, що є ознакою комплексної частини рівняння,

5  $\sigma$  - електрична провідність,

$\omega$  - кутова частота електромагнітних коливань,

$\epsilon_0$  - електрична постійна.

Якщо розглядати глюкозу з її електрофізичних властивостей, то вона наближається до ідеальних діелектриків без втрат і її діелектричну проникність можна рахувати чисто дійсно.

10 Запишемо рівняння (1) в якому як перший компонент з діелектричною проникністю  $\epsilon_1$  буде виступати глюкоза з діелектричною проникністю  $\epsilon_s$ , а як другий компонент буде виступати ефективне значення діелектричної проникності  $\epsilon_t$  усіх інших складових компонент біологічної тканини:

$$\dot{\epsilon} = \epsilon_s x + \left( \epsilon_t - i \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} \right) (1 - x), (3)$$

15 де  $x$  - об'ємна концентрація глюкози.

Перетворюючи рівняння (3), об'ємна концентрація глюкози буде обчислюватися за формулою:

$$x = \frac{\dot{\epsilon} - \epsilon_t + i \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0}}{\epsilon_s - \epsilon_t + i \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0}}. (4)$$

Суть винаходу пояснюється кресленнями.

20 Фіг. 1. Функціональна схема пристрою для реєстрації пульсової хвилі та вимірювання рівня глюкози в крові. Фіг. 2 Функціональна схема вузла резонатора. Фіг. 3. Схема розташування резонатора на досліджуваному об'єкті. Фіг. 4. Вигляд пульсової хвилі на виході підсилювача низької частоти. Фіг. 5. Зсув частоти коливань резонатора як функція концентрації глюкози у крові.

25 Пристрій (фіг. 1) включає: генератор НВЧ сигналу 1, з яким з'єднаний спрямований відгалужувач 2. З направленою відгалужувача 2 сигнал подають на мікросмуговий резонатор 3. Відбита від резонатора хвиля через спрямований відгалужувач 2 надходить на амплітудний або логарифмічний детектор 4. Продетектований сигнал подають на підсилювач низької частоти 5. Підсилений сигнал надходить на вхід аналогово-цифрового перетворювача (АЦП) 6, а з АЦП дані обробляються мікроконтролером 7 та передаються на пристрій відображення 8 та персональний комп'ютер 9. Електричну провідність крові  $\sigma$  вимірюють реографом 10.

30 Вузол резонатора (фіг. 2) складений з резонатора 11, до однієї сторони якого приєднаний перший вивід конденсатора 12. Між другим виводом конденсатора 12 та металевим екраном 13 подають НВЧ сигнал, а між резонатором та металевим екраном розміщена діелектрична пластина 14. До другого боку резонатора приєднують ланцюг керування, що складений з послідовно з'єднаних варикапу 15 та другого конденсатора 16. При цьому вільний кінець варикапу 15 приєднаний до металевого екрана 13, а вільний вивід другого конденсатора приєднаний до протилежної, відносно точки живлення, сторони резонатора. Керуючий сигнал на резонатор подають через резистор 17, приєднаний до точки з'єднання варикапу та другого конденсатора.

40 Резонатор 11 (фіг. 3) фіксують безпосередньо на досліджуваній ділянці тіла пацієнта 18 через узгоджувальну діелектричну пластину 14.

Аналіз пульсової хвилі (фіг. 4) дозволяє проводити діагностику серцево-судинної системи та здійснювати аналіз варіабельності серцевого ритму.

45 Вимірювання коефіцієнта відбиття резонатора (фіг. 5) здійснюють у піках пульсової хвилі (хвиля першого порядку) та корегують за вимірюванням дихальної хвилі (хвиля другого порядку). Хвилі першого та другого порядків вимірюють реографом.

Спосіб реєстрації пульсової хвилі та вимірювання рівня концентрації глюкози в крові здійснюють наступним чином.

50 З генератора НВЧ 1 (фіг. 1) зонduючий сигнал через спрямований відгалужувач 2 подають на мікросмуговий резонатор 3, частота резонансу якого залежить від концентрації глюкози в крові та провідності крові. Відбитий від резонатора сигнал через спрямований відгалужувач 2 надходить на амплітудний або логарифмічний детектор 4 і далі продетектований сигнал

подають на підсилювач низької частоти 5, підсилений сигнал з якого подають на вхід АЦП 6. Дані з виходу останнього обробляють за допомогою мікропроцесора 7 і передають на пристрій відображення 8 та на персональний комп'ютер 9, де відображають отримані та вираховані результати, згідно з формулою (4). Електричну провідність  $\sigma$  вимірюють реографом 10, цей параметр слугує для обчислення комплексної частини діелектричної проникності досліджуваної тканини, а також є пристроєм синхронізації для вибору моменту проведення вимірювань на НВЧ (систола).

Живлення та підведення НВЧ енергії на прикладі застосування кільцевого резонатора зображено на фіг. 2. Резонатор 11 застосовується у якості сенсора, та розташовується впритул до досліджуваного об'єкту. Підведення НВЧ енергії здійснюється через електричну ємність 12, що розташовується у півплощині сенсора протилежній розташуванню досліджуваного об'єкта. Один вивід ємності має електричний контакт з резонатором. Ємність може розташовуватись у отворі, що висвердлене у діелектричній підкладці 14 та металевій підкладці 15 або можуть бути винесені за металеву підкладку. Живлення резонатора здійснюється поданням НВЧ напруги між виводом "Вхід" та металеву підкладкою 15.

Для кращого узгодження резонатора з генератором сенсор може бути знаряджений елементом підстройки - варикапом 16 (фіг. 2), де зображено приклад підстройки резонансної частоти резонатора 11 за допомогою варикапа 16. На вхід "Керування" подається постійна керуюча напруга через резистор 18, напруга подається на катод варикапа 16. Ємність 17 слугує для розв'язки по струму НВЧ частини від постійної напруги керування.

На фіг. 3 показано розташування досліджуваного об'єкта 18 стосовно резонатора 11. Для покращення електродинамічних характеристик, сенсор може містити узгоджувальний діелектричну пластину 19. Оскільки об'єктом дослідження є біологічна тканина, то при зміні кровонаповнення змінюється і ефективна комплексна діелектрична проникність, що призводить до зміни електродинамічних параметрів резонатора. Цей факт спостерігають при вимірюванні коефіцієнта відбиття НВЧ сигналу від резонатора 11 та корегують змінною ємністю варикапа 16 (фіг. 2).

Об'єкт, що досліджується, повинен бути еластичним та приймати пласку форму резонатора. Форму та геометричні розміри мікросмугового резонатора вибирають згідно з робочою довжиною хвилі. Лінійні розміри резонатора набагато менші за розміри досліджуваного об'єкта. Форма резонатора може бути довільною, на її вибір впливають наступні вимоги: номер моди частоти коливань, на якій збуджується резонатор, максимальне узгодження імпедансу резонатора з імпедансом генератора на частоті вибраної моди, структура електромагнітного поля у ближній зоні.

На фіг. 4 представлено зареєстровану пульсову хвилю запропонованим способом. Аналіз пульсової хвилі дозволяє проводити діагностику серцево-судинної системи та здійснювати аналіз варіабельності серцевого ритму.

На фіг. 5 представлені експериментальні залежності коефіцієнтів відбиття для різних концентрацій глюкози в крові. З графіка видно, що збільшення концентрації глюкози у крові приводить до зсуву резонансної частоти коливань резонатора 11 (фіг. 2). Даний ефект пов'язаний із зміною ефективного значення діелектричній проникності, згідно з формулою (4). При цьому вимірювання коефіцієнта відбиття резонатора здійснюють у піках пульсової хвилі (хвиля першого порядку) та корегують дихальною хвилею (хвиля другого порядку). Хвилі першого та другого порядків вимірюють реографом.

Запропонований метод дозволяє за аналізом пульсової хвилі проводити експрес-діагностику серцево-судинної системи та здійснювати аналіз варіабельності серцевого ритму та обчислювати рівень глюкози в крові за допомогою НВЧ датчика - мікросмугового резонатора та допоміжного пристрою - реографа. Все це дозволяє проводити діагностику стану здоров'я людини неінвазивним, безболісним способом, що дає значний соціальний та техніко-економічний ефекти.

Джерела інформації:

1. Патент RU № 2393759 А61В 5/02, опубл. 10.07.2010.
2. Патент US № 6617861, опубл. 09.09.2003.
3. Г. Сканаві. Фізика діелектриків. - М.-Л.: ГИТТЛ, 1949 - С.203.

#### ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

1. Спосіб вимірювання рівня глюкози в крові, що включає генерацію сигналу надвисокої частоти (НВЧ), подачу сигналу через спрямований відгалужувач на мікросмуговий резонатор,

- вимірювання коефіцієнта відбиття сигналу від мікросмугового резонатора, над яким розташовують досліджуваний об'єкт та обчислення комплексної діелектричної проникності дослідного об'єкта по зсуву резонансної частоти відносно частоти власного резонансу резонатора, який **відрізняється** тим, що контактну робочу поверхню мікросмугового резонатора фіксують безпосередньо на досліджуваній ділянці тіла пацієнта, для генерації НВЧ сигналу використовують генератор змінної частоти дециметрового діапазону зі смугою перестроювання відносно резонансної частоти вибраної моди коливань - не більше 10 %, окремо вимірюють електричну провідність крові досліджуваної ділянки на низькій частоті, а потім за одержаними даними провідності крові та дійсною частиною діелектричної проникності крові вираховують об'ємну концентрацію рівня глюкози  $x$  в крові за математичною формулою

$$X = \frac{\dot{\epsilon} - \epsilon_t + i \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0}}{\epsilon_s - \epsilon_t + i \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0}},$$

де  $\dot{\epsilon}$  - комплексна діелектрична проникність,

$\epsilon_s$  - діелектрична проникність глюкози,

- $\epsilon_t$  - діелектрична проникність усіх складових біологічних тканин досліджуваної ділянки тіла, за виключенням глюкози,

$i$  - уявна одиниця, стала, що є ознакою комплексної частини рівняння,

$\sigma$  - електрична провідність,

$\omega$  - кутова частота електромагнітних коливань,

$\epsilon_0$  - електрична постійна.

20

2. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що вимірювання діелектричної проникності крові здійснюють під час систоли.

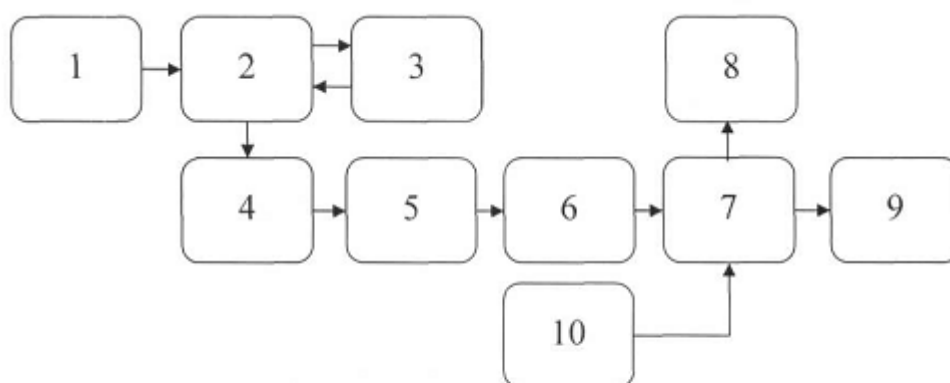


Fig. 1

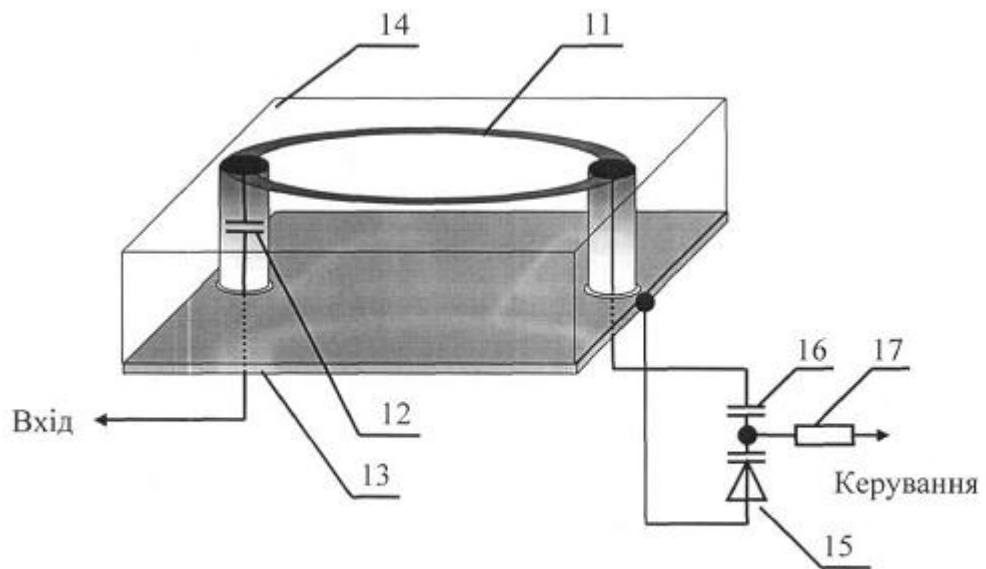


Fig. 2

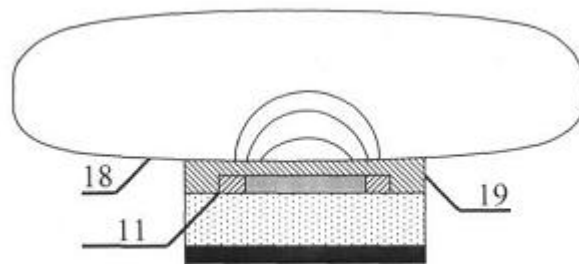


Fig. 3

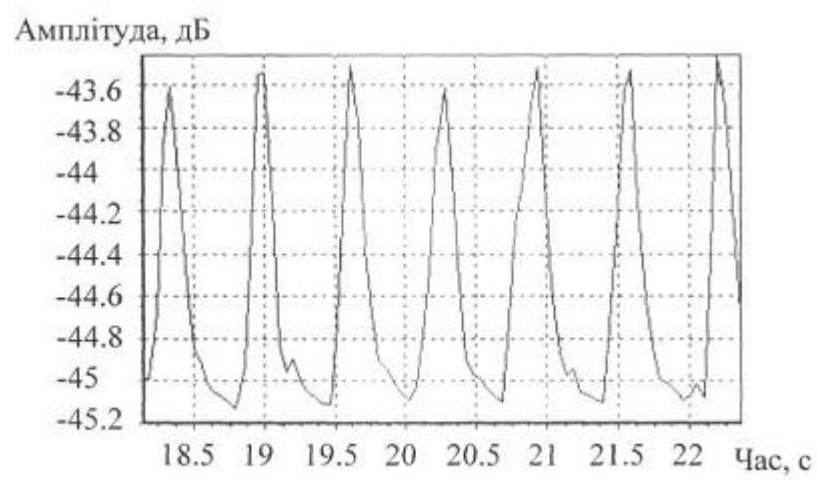


Fig. 4

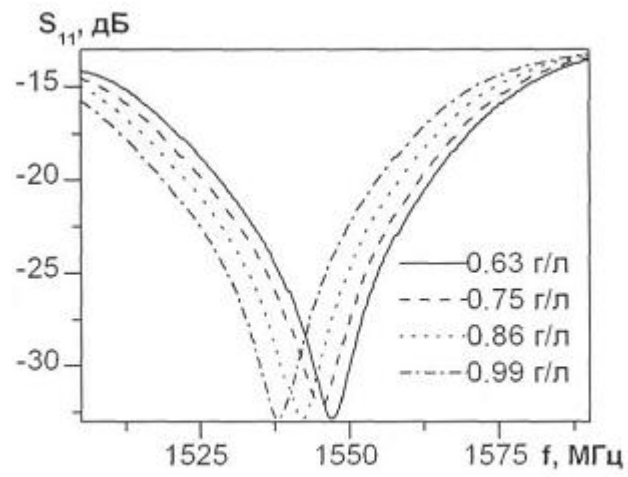


Fig. 5

---

Комп'ютерна верстка І. Скворцова

---

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