



ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **101888** (13) **U**  
(51) МПК  
**A61B 5/0402** (2006.01)

## (12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

<p>(21) Номер заявки: <b>u 2015 01879</b></p> <p>(22) Дата подання заявки: <b>03.03.2015</b></p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: <b>12.10.2015</b></p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: <b>12.10.2015, Бюл.№ 19</b></p>	<p>(72) Винахідник(и): <b>Кулик Анатолій Ярославович (UA), Ревіна Тетяна Григорівна (UA), Вуж Тетяна Євгенівна (UA), Гульчак Владислав Юрійович (UA), Крещенко Ігор Петрович (UA)</b></p> <p>(73) Власник(и): <b>ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМ. М.І. ПИРОГОВА, вул. Пирогова, 56, м. Вінниця, 21018 (UA)</b></p>
--	--

## (54) СПОСІБ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ

### (57) Реферат:

Спосіб реєстрації електрокардіограми включає в себе зняття електрокардіограми за стандартною методикою, оброблювання даних за допомогою аналого-цифрового перетворення, аналіз серцевого ритму з використанням стандартної методики та зберігання в пам'яті і виведення на монітор чи принтер. Після аналого-цифрового перетворення здійснюють додаткову процедуру апертурної медіанної фільтрації даних, яка полягає у формуванні ковзного вікна і визначенні для кожної апертури відрахунку, для якого у вікні існує однакова кількість підрахунків, менших або рівних йому за величиною, а також більших або рівних йому за величиною.

UA 101888 U



Корисна модель належить до медицини і може використовуватися для зняття електрокардіограм.

Відомий спосіб аналізу серцевого ритму (Патент України № 42528, МПК А61В 8/02, <a href="http://uapatents.com/3-42528-sposib-analizu-sercevogogo-ritmu.html" rel="bookmark" title="База патентів України">Спосіб аналізу серцевого ритму</a>).

Спосіб полягає в тому, що здійснюють реєстрацію 100 кардіоінтервалів за допомогою реографа, по вершинах одержаних диференціальних реограм розраховують тривалість кожного серцевого циклу, а потім індекс напруги.

Відомий також спосіб математично-інформаційного аналізу електрокардіограм (Патент України № 63766, МПК А61В 5/0452, <a href="http://uapatents.com/2-63766-sposib-matematichno-informacijjnogo-analizu-elektrokardiogram.html" rel="bookmark" title="База патентів України">Спосіб математично-інформаційного аналізу електрокардіограм</a>).

Спосіб включає в себе аналіз електрокардіограми за звичайними стандартами діагностики електрокардіографічних синдромів, який відрізняється тим, що додатково проводять перетворення комплексів PQRST-PQRST в тіла обертання по відношенню до ізолінії (за допомогою сучасних програм символної комп'ютерної математики - Mathematica 4.1. зі стандартним пакетом розширення графіки, зокрема SurfaceOfRevolution, Maple 7, Matlab, Mathcad), вираховують об'єм і поверхню цих тіл, потім піддають їх інтерферометрії за допомогою програм типу Tecplot 7 для отримання інтерференційної картини з ділянками ламінарності і турбулентності, котрим надається якісна і кількісна оцінка в порівнянні з нормою або в динаміці захворювання протягом лікування.

Вказані способи мають той недолік, що не враховують впливу імпульсних завад під час реєстрації електрокардіограми.

Найближчим аналогом є спосіб виміру параметрів електрокардіограми (Патент України № 74272, МПК А61В 5/02, <a href="http://uapatents.com/3-74272-sposib-vimiru-parametriv-elektrokardiogrami.html" rel="bookmark" title="База патентів України">Спосіб виміру параметрів електрокардіограми</a>).

Спосіб полягає у цифровому представленні ЕКГ, представленні тривалості кардіоциклу постійною кількістю відкликів за часом, приведенні максимального значення до одиниці, здійсненні виміру параметрів шляхом визначення координат максимумів інформативних зубців, вибору всіх ординат вліво і вправо від максимуму до опорного рівня  $U_{p0}=0,1U_{max}$ , де  $U_{max}$  - максимальне значення рівня зубця, визначенні тривалості зубця за кількістю отриманих ординат, виміру амплітуди в точці максимуму, причому визначення періоду серцевого циклу, для нормування за часом, здійснюють за виміром часового інтервалу між початком і першим максимумом автокореляційної функції вхідного сигналу, а визначення координат максимальних значень зубців здійснюють шляхом виміру положення максимуму взаємної кореляційної функції, розрахованої між вхідним сигналом і моделлю відповідного зубця, причому кожна модель містить лише один зубець наближеного виду, а після визначення параметрів зубця його ординати замінюють на  $U_{p0}$  в робочій копії сигналу і процедуру повторюють для всіх досліджуваних зубців у заздалегідь встановленій послідовності за принципом зменшення їхньої площі, причому після останнього зубця здійснюють підрахунок потрібних інтервалів часу між зубцями по їх координатах, після чого всі визначені параметри фіксують та виводять і пристрою реєстрації.

Вказаний спосіб розрахований на реєстрацію кардіограми в цифровому вигляді і оброблювання результатів. При цьому не враховуються особливості реєстрації.

Головним недоліком вказаного способу є те, що для зняття інформації використовуються датчики, які формують неперервні електричні сигнали. Ці сигнали передаються для оцифрування і вже в такому вигляді передаються для записування на носій із подальшим оброблюванням. При цьому, на етапах зняття інформації і її передавання, на інформативні сигнали здійснюється вплив імпульсних завад, які їх спотворюють і суттєво зменшують вірогідність отриманих результатів.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення способу реєстрації електрокардіограм, в якому за рахунок введення нових операцій забезпечується зменшення впливу імпульсних завад, завдяки чому підвищується вірогідність отриманої інформації.

Задача вирішується введенням додаткової процедури вилучення імпульсних завад. Останнім часом для вилучення імпульсних завад широко використовуються медіанні фільтри (Ефективність приёма сигналів на фоне комбинированной помехи с дополнительной обработкой в медианном фильтре [Електронний ресурс] / Ю.С. Радченко // Журнал радиоэлектроники. - 2001. - № 7. - Режим доступа до журн.: <http://jre.cplire.ru/win/ju101/2/text.html>), які вважаються дуже перспективними. Виходячи з таких

міркувань, доцільно на першому етапі здійснювати медіанну фільтрацію, яка з великою ймовірністю дозволяє вилучати короткі імпульсні завади  $\chi(t)$  з потоку  $\hat{x}(t)$ .

Медіанний фільтр являє собою ковзне вікно, яке зазвичай охоплює непарну кількість вибірок  $N$  аналогового сигналу  $\hat{x}(t)$ . Вихідною величиною фільтра  $\hat{y}_j$  є відрахунок, для якого у вікні

5 існує  $(N-1)/2$  відрахунків менших або рівних йому за величиною та стільки ж більших або рівних йому за величиною (Особенности использования медианных фильтров в системах управления [Электронный ресурс] / И.В. Семёнов. - С.-Пб.: ГНЦ РФ-ЦНИИ "Электроприбор", 2006. - 7 с. - Режим доступа: <http://www.elektropribor.spb.ru>):

$$\hat{y}_j = \text{med}\{\hat{x}_0, \hat{x}_1, \dots, \hat{x}_j, \dots, \hat{x}_{N-2}, \hat{x}_{N-1}\}. \quad (1)$$

10 Порядок фільтра  $N$  визначається розміром апертури (вікна), яке використовується для фільтрації. Найпростішим, за визначенням, є одновимірний медіанний фільтр із тривідрахунковим вікном (Одномерный цифровой медианный фильтр с трёхотсчётным окном [Электронный ресурс] / Н. Воробьёв // Chip News. - 1999. № 8. Режим доступа до журн.: <http://chipinfo.ru/literature/chipnews/199908/29.html>). Для цього фільтра сформульовані основні

15 принципи апаратної реалізації, але для фільтрів вищих порядків вона виявляється дуже складною. Програмна реалізація виявляється суттєво простішою, оскільки для цифрових біполярних сигналів значення вихідного сигналу дорівнює арифметичній сумі

$$\hat{y}_j = \hat{x}_j + \hat{x}_{j+1} + \dots + \hat{x}_{j+N-2} + \hat{x}_{j+N-1}. \quad (2)$$

20 Медіанний фільтр характеризується нелінійним перетворенням сигналів, оскільки його властивості не передбачають виконання умови адитивності

$$\begin{cases} \text{med}(k \cdot x(i)) = k \cdot \text{med}(x(i)); \\ \text{med}(a + x(i)) = a + \text{med}(x(i)); \\ \text{med}(x(i) + g(i)) \neq \text{med}(x(i) + g(i)), \end{cases} \quad (3)$$

де  $\text{med}(x)$  - оператор взяття медіани;

$k, a$  - постійні;

$x(i), g(i)$  - послідовності вибірок довжиною  $N$ .

25 При виділенні інформативного сигналу в широкосмуговій системі передавання медіанний фільтр повинен працювати в режимі рекурсивного формування апертури таким чином, що частина значень, які попали до апертури фільтра, є вихідними сигналами для попередніх вузлів. Визначення величин  $y_j$  для такого режиму здійснюється відповідно до виразу

$$y_j = \sum_{i=0}^{N-1} x_i, \quad (4)$$

30 де  $x_i = \begin{cases} y_i, i = 0, N-2; \\ \hat{x}_i, i = N-1; \end{cases}$

$\hat{x}_i$  - значення вхідного файлу, що попадають до апертури;

$y_j$  - значення вихідних сигналів рекурсивного фільтра для попередніх вузлів.

Задіяння коефіцієнта запасу медіанного фільтра надає нові властивості алгоритму фільтрації. Це дозволяє виключити ситуації, коли вхідний сигнал фільтра стає кореневим, тобто

35 не змінюється під час проходження крізь нього. Крім цього, алгоритм медіанної фільтрації, побудований для рекурсивного режиму, має суттєво більшу спроможність для згладжування низькоамплітудного шуму.

Приклад:

40 - електрокардіограму знімають за стандартною методикою;  
 - дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;  
 - оцифровані дані фільтрують за допомогою апертурного медіанного фільтра, для чого формують ковзне вікно і для кожної апертури визначають відрахунок, для якого у вікні існує однакова кількість підрахунків, менших або рівних йому за величиною, а також більших або

45 - рівних йому за величиною;  
 - аналіз серцевого ритму здійснюють з використанням стандартної методики;  
 - результати зберігають в пам'яті і виводять на монітор чи принтер.

Оскільки під час оброблювання зареєстрованих даних здійснюється зменшення впливу імпульсних завад, то вірогідність отриманих результатів є значно більшою від початкової. Результати розрахунків ймовірностей вилучення імпульсної завади  $p_N$  від ймовірності появи

інформативних імпульсів  $p_x$  для рекурсивних медіанних фільтрів з апертурами  $N=3, 5, 7$  наведені на кресленні.

Даний спосіб доцільно виконувати на базі персонального комп'ютера або однокристального мікроконтролера.

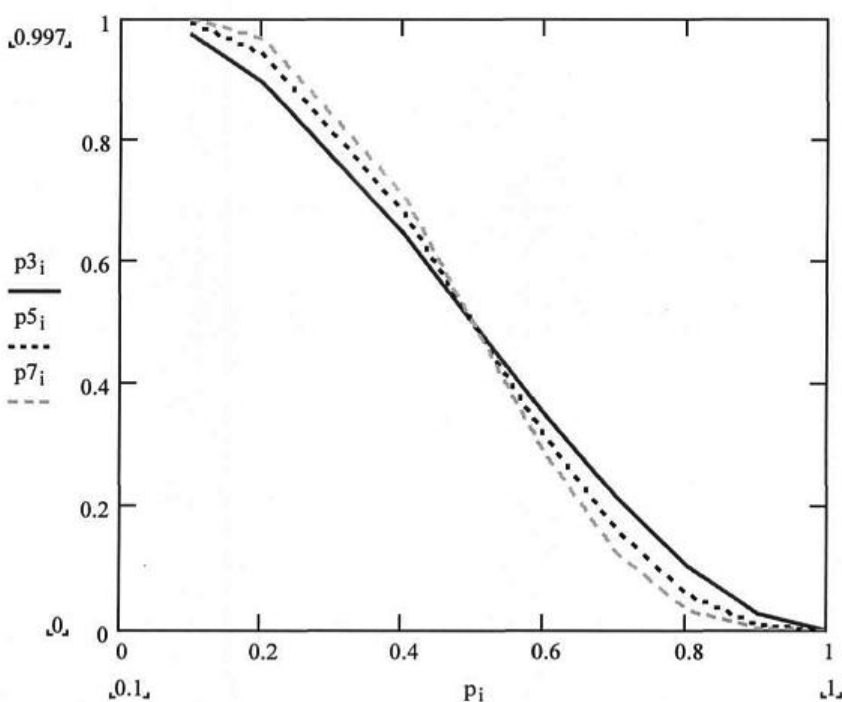
5

#### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб реєстрації електрокардіограми, що включає в себе зняття електрокардіограми за стандартною методикою, оброблювання даних за допомогою аналого-цифрового перетворення, аналіз серцевого ритму з використанням стандартної методики та зберігання в пам'яті і виведення на монітор чи принтер, який **відрізняється** тим, що після аналого-цифрового перетворення здійснюють додаткову процедуру апертурної медіанної фільтрації даних, яка полягає у формуванні ковзного вікна і визначенні для кожної апертури відрхунку, для якого у вікні існує однакова кількість підрахунків, менших або рівних йому за величиною, а також більших або рівних йому за величиною.

10

15




---

Комп'ютерна верстка О. Гергіль

---

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

---

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