



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **102078** (13) **U**
(51) МПК
A61B 5/0402 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2015 04442	(72) Винахідник(и): Кулик Анатолій Ярославович (UA), Ковальчук Петро Петрович (UA), Назаренко Надія Степанівна (UA), Гульчак Владислав Юрійович (UA)
(22) Дата подання заявки: 06.05.2015	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 12.10.2015	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 12.10.2015, Бюл.№ 19	(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМ. М.І. ПИРОГОВА, вул. Пирогова, 56, м. Вінниця, 21018 (UA)

(54) СПОСІБ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ

(57) Реферат:

Спосіб реєстрації електрокардіограми, який полягає у знятті електрокардіограми за стандартною методикою, оброблюванні даних за допомогою аналого-цифрового перетворення, аналізі серцевого ритму з використанням стандартної методики та зберіганні у пам'яті і виведенні на монітор чи принтер. При цьому, після аналого-цифрового перетворення здійснюють операцію фільтрації даних, в процесі чого розкладають сигнал в базисі поліномів Лежандра; вибирають порогове значення шуму для кожного рівня розкладання; здійснюють порогове фільтрування коефіцієнтів деталізації, для чого отримані складові по черзі відкидають, починаючи з кінця, доти, поки похибка відновлення не буде в межах порогового значення шуму, досягаючи мінімального складу ряду для заданих умов; реконструюють сигнал.

UA 102078 U

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

Відомий спосіб аналізу серцевого ритму (Патент України № 42528, МПК А61В 8/02, опубл. 15.10.2001, бюл. № 9).

5 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.

Вказаний спосіб має недолік, що не враховує впливу завад під час реєстрації електрокардіограми.

10 Відомий також спосіб математично-інформаційного аналізу електрокардіограм (Патент України № 63766, МПК А61В 5/0452, опубл. 15.01.2004, бюл. № 1), в якому здійснюють аналіз електрокардіограми за звичайними стандартами діагностики електрокардіографічних синдромів, додатково проводять перетворення комплексів PQRST-PQRST в тіла обертання по відношенню до ізолінії (за допомогою сучасних програм символічної комп'ютерної математики -
15 Mathematica 4.1. зі стандартним пакетом розширення графіки, зокрема SurfaceOfRevolution, Maple 7, Matlab, Mathcad), вираховують об'єм і поверхню цих тіл, потім піддають їх інтерферометри 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.

20 Цей спосіб має той недолік, що не враховує впливу завад під час реєстрації електрокардіограми.

Найбільш близьким по технічній суті є спосіб виміру параметрів електрокардіограми (Патент України № 74272, МПК А61В 5/02, опубл. 15.11.2005, бюл. № 11), який 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,
25 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
35 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.

40 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 формують неперервні електричні сигнали. Ці сигнали оцифровують і вже в такому вигляді передають для записування на носій із подальшим оброблюванням. При цьому, на етапах зняття інформації і її
45 передавання, на інформативні сигнали здійснюється вплив завад, які їх спотворюють і суттєво зменшують вірогідність отриманих результатів.

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

50 Поставлена задача досягається тим, що після того, як знімають електрокардіограму і піддають дані аналого-цифровому перетворенню, оцифровані дані фільтрують з використанням поліноміальних ортогональних функцій Лежандра, після чого здійснюють аналіз серцевого ритму, всі визначені параметри фіксують та виводять і пристрою реєстрації.

На кресленні подані результати розрахунків імовірності помилок в залежності від співвідношення сигнал/шум без фільтрації (p_k), при класичного алгоритму фільтрації (pm_k) та використанні поліномів Лежандра (pmw_k).

Спосіб містить в собі наступні операції:

- електрокардіограму знімають за стандартною методикою;
- дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;

- оцифровані дані фільтрують з використанням поліноміальних ортогональних функцій Лежандра, для чого:

- розкладають сигнал в базисі поліномів Лежандра;
 - вибирають порогове значення шуму для кожного рівня розкладання;
 - 5 - здійснюють порогове фільтрування коефіцієнтів деталізації, для чого отримані складові по черзі відкидають, починаючи з кінця, доти, поки похибка відновлення не буде в межах порогового значення шуму, досягаючи мінімального складу ряду для заданих умов;
 - реконструюють сигнал;
 - аналіз серцевого ритму здійснюють з використанням стандартної методики;
 - 10 - результати зберігають в пам'яті і виводять на монітор чи принтер.
- Функції Лежандра $P_n(x)$ визначаються диференціальним рівнянням:

$$P_n(x) = \frac{1}{2^n \cdot n!} \cdot \frac{d^n}{dx^n} \left((x^2 - 1)^n \right) \quad (1)$$

і являють собою поліноми степені n із коефіцієнтом $\frac{(2n)!}{2^n \cdot n!}$ при членах старшого степеня.

15 В класичному випадку апроксимація всіх неперервних та дискретних сигналів здійснюється в базисі синусоїдних функцій. Для пропонованого випадку використовуються поліноміальні ортогональні функції Лежандра, тому для певного класу функцій збіжність ряду буде значно вищою, ніж в першому випадку (Бронштейн И.Н., Семендяев К.А. Справочник по математике для инженеров и студентов ВТУЗов. - М: Наука, 1980, С. 885).

20 Розв'язок рівняння (1) дозволяє отримати ряд ортогональних функцій, обмежених інтервалом $x \in [-1, 1]$ і описуваних виразами (2).

$$\begin{aligned} P_0(x) &= 1, \\ P_1(x) &= x, \\ P_2(x) &= \frac{1}{2}(3x^2 - 1), \\ P_3(x) &= \frac{1}{2}(5x^3 - 3x), \\ P_4(x) &= \frac{1}{8}(35x^4 - 30x^2 + 3), \\ P_5(x) &= \frac{1}{8}(63x^5 - 70x^3 + 15x), \\ P_6(x) &= \frac{1}{16}(231x^6 - 315x^4 + 105x^2 - 5), \\ & , \\ P_7(x) &= \frac{1}{16}(429x^7 - 693x^5 + 315x^3 - 3x), \\ & , \\ & \vdots \end{aligned} \quad (2)$$

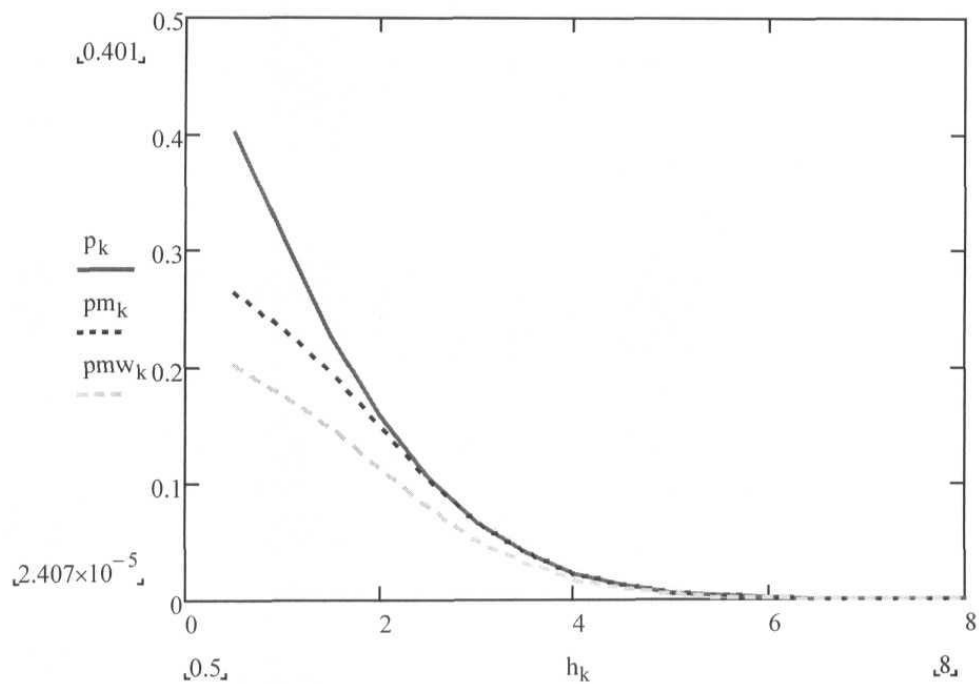
25 Краща збіжність ряду означає, що для апроксимації вихідної послідовності необхідно значно менше членів рівняння і кінцевий обсяг даних буде меншим без втрат інформації. При цьому алгоритм перетворення даних спрощується, за рахунок чого скорочується час оброблювання даних і підвищується ефективність використання процесорних засобів (див. схему).

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

30

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

- 5 Спосіб реєстрації електрокардіограми, який полягає у знятті електрокардіограми за стандартною методикою, оброблюванні даних за допомогою аналого-цифрового перетворення, аналізі серцевого ритму з використанням стандартної методики та зберіганні у пам'яті і виведенні на монітор чи принтер, який **відрізняється** тим, що після аналого-цифрового перетворення здійснюють операцію фільтрації даних, в процесі чого розкладають сигнал в базисі поліномів Лежандра; вибирають порогове значення шуму для кожного рівня розкладання;
- 10 здійснюють порогове фільтрування коефіцієнтів деталізації, для чого отримані складові по черзі відкидають, починаючи з кінця, доти, поки похибка відновлення не буде в межах порогового значення шуму, досягаючи мінімального складу ряду для заданих умов; реконструюють сигнал.



Комп'ютерна верстка Л. Ціхановська

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