



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **101611** (13) **U**
(51) МПК
A61B 5/0402 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

<p>(21) Номер заявки: u 2015 02323</p> <p>(22) Дата подання заявки: 16.03.2015</p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.09.2015</p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.09.2015, Бюл.№ 18</p>	<p>(72) Винахідник(и): Кулик Анатолій Ярославович (UA), Кривогубченко Сергій Григорович (UA), Компанець Микола Миколайович (UA), Гульчак Владислав Юрійович (UA)</p> <p>(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)</p>
--	--

(54) СПОСІБ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ

(57) Реферат:

Спосіб реєстрації електрокардіограми 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. Після аналого-цифрового перетворення здійснюють операцію вейвлет-фільтрації даних, в процесі чого розкладають сигнал в базисі вейвлету, вибирають порогове значення шуму для кожного рівня розкладання, здійснюють порогове фільтрування коефіцієнтів деталізації та реконструюють сигнал.

UA 101611 U

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

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 вершинам 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 математики -
15 Mathematica 4.1. зі стандартним пакетом розширення графіки, зокрема SurfaceOfRevolution, Maple 7, Matlab, Math ad), 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.

20 Цей спосіб мають 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
25 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
30 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

35 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.

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
45 записування на носій із подальшим оброблюванням. При цьому на етапах зняття інформації і її передавання, на інформативні сигнали здійснюється вплив завад, які їх спотворюють і суттєво зменшують вірогідність отриманих результатів.

В основу корисної моделі поставлена задача 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 вирішується тим, що після того, як знімають електрокардіограму і піддають дані аналого-цифровому перетворенню, оцифровані дані фільтрують за допомогою кратномасштабного аналізу, після чого здійснюють аналіз серцевого ритму, всі визначені параметри фіксують та виводять і пристрою реєстрації.

На фіг. 1 представлена структура процесу вейвлет-фільтрації (а - аналіз (розкладання) сигналу; б - синтез (відновлення) сигналу), на фіг. 2 - структура процесу фільтрації вейвлет-пакетом, а на фіг. 3 - відновлення прямокутного імпульсу вейвлетами Добеши порядку 1 (db1) -
55 10 (db10) з шумом середньої інтенсивності при використанні жорсткої порогової фільтрації.

Спосіб містить в собі наступні операції:

- електрокардіограму знімають за стандартною методикою;

- дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;
- оцифровані дані фільтрують за допомогою кратномасштабного аналізу, для чого:
- розкладають сигнал в базисі вейвлету;
- вибирають порогове значення шуму для кожного рівня розкладання;
- 5 • здійснюють порогове фільтрування коефіцієнтів деталізації;
- реконструюють сигнал;
- аналіз серцевого ритму здійснюють з використанням стандартної методики;
- результати зберігають в пам'яті і виводять на монітор чи принтер.

10 Останнім часом широко використовуються фільтри, реалізовані в базисі вейвлет-функцій і призначені для оброблювання зображень (Вокруг CWT [Електронний ресурс] / К.А. Алексеев. - Консультационный центр MatLab компании, 2003. - Режим доступу: <http://grsu.by/matlab/wavelet/book3/index.asp.htm>). Для даного випадку подавлення флуктуаційного шуму необхідно здійснювати в декілька етапів (Приложения вейвлет-анализа [Електронний ресурс] / А. Киселёв. - Лаборатория BaseGroup. - 8 с. Режим доступу: http://basegroup.ru/filtration/wavelet_application_print.htm).

15 Розподіл сигналу на високочастотну та низькочастотну складові здійснюється за принципом кратномасштабного аналізу. Розкладання функцій у вейвлетні ряди на заданому рівні та виконується за формулою

$$x(t) = \sum_k c_{m,k} \cdot \varphi_{m,k} + \sum_{n>m,k} d_{n,k} \cdot \psi_{n,k}, \quad (1)$$

20 де $c_{m,k} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \varphi_{m,k}(t) \cdot dt$,

$$d_{n,k} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \psi_{n,k}(t) \cdot dt$$

25 Якщо материнська функція $\psi(t)$ та скейлінг $\varphi(t)$ існують в явному вигляді, то перетворення можна здійснювати за формулою (1), але в більшості випадків здійснюється конструювання вейвлетів за принципом пошуку коефіцієнтів h_k та g_k , які являють собою коефіцієнти операторів однобічних узгоджених цифрових фільтрів визначення сигналу, які в літературі називають також квадратурними дзеркальними.

Кратномасштабний аналіз при послідовному збільшенні значень m призводить до природної форми швидких ітераційних обчислень:

$$\begin{aligned} c_{m+1,k} &= \sum_n h_k \cdot c_{m,2k+n}, \\ d_{m+1,k} &= \sum_n g_n \cdot c_{m,2k+n}, \\ c_{0,k} &= \int_{k \cdot \Delta t}^{(k+1) \cdot \Delta t} x(t) \cdot \varphi(t-k) \cdot dt. \end{aligned} \quad (2)$$

30 Порогове значення компоненти $d_{пор}$ може вибиратися за правилом універсального порогу Донохо

$$d_{пор} = \sigma_{\xi} \cdot \sqrt{2 \ln N}, \quad (3)$$

або з умови зберігання 95 % сигналу E :

$$E = \left(\frac{\sum_i (x_i)^2}{\sum_i (\xi_i)^2} \right)^2 \cdot 100\% \quad (4)$$

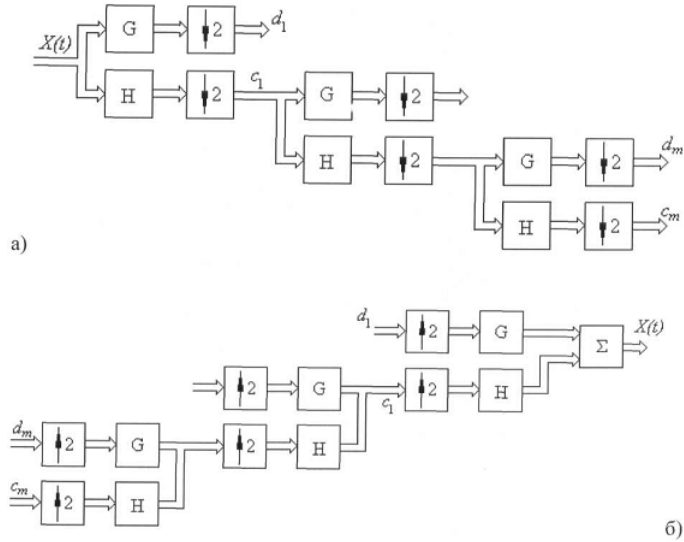
35 де x_i - складові відновлюваного сигналу;

Оскільки під час оброблювання зареєстрованих даних здійснюється зменшення впливу завад, то вірогідність отриманих результатів є значно більшою від початкової. Результати моделювання наведені на фіг. 3.

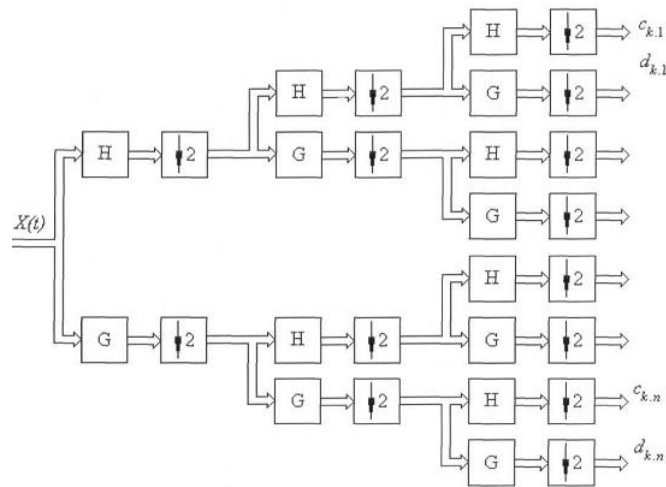
40 Даний спосіб доцільно виконувати на базі персонального комп'ютера або однокристального мікроконтролера.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

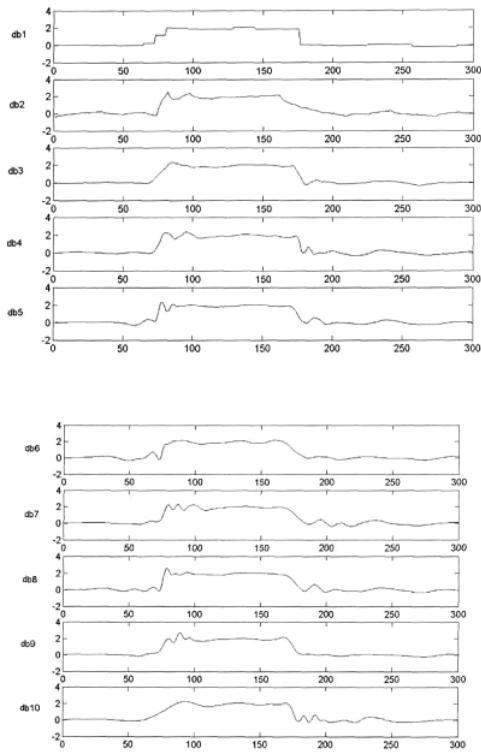
5 Спосіб реєстрації електрокардіограми, який полягає у знятті електрокардіограми за стандартною методикою, оброблюванні даних за допомогою аналого-цифрового перетворення, аналізі серцевого ритму з використанням стандартної методики та зберіганні у пам'яті і виведенні на монітор чи принтер, який **відрізняється** тим, що після аналого-цифрового перетворення здійснюють операцію вейвлет-фільтрації даних, в процесі чого розкладають сигнал в базисі вейвлету, вибирають порогове значення шуму для кожного рівня розкладання, здійснюють порогове фільтрування коефіцієнтів деталізації та реконструюють сигнал.



Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3

Комп'ютерна верстка Л. Бурлак

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