



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **100330** (13) **C2**

(51) МПК (2012.01)

G01D 21/00

G01R 17/02 (2006.01)

G01R 29/02 (2006.01)

A61B 5/0402 (2006.01)

A61B 5/0452 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

<p>(21) Номер заявки: а 2011 11909</p> <p>(22) Дата подання заявки: 10.10.2011</p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на винахід: 10.12.2012</p> <p>(41) Публікація відомостей про заявку: 25.05.2012, Бюл.№ 10</p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 10.12.2012, Бюл.№ 23</p>	<p>(72) Винахідник(и): Файнзільберг Леонід Соломонович (UA)</p> <p>(73) Власник(и): МІЖНАРОДНИЙ НАУКОВО-НАВЧАЛЬНИЙ ЦЕНТР ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ТА СИСТЕМ, пр-кт Акад. Глушкова, 40, м. Київ-187, 03187 (UA)</p> <p>(74) Представник: Жук Віктор Олексійович, реєстр. №16</p> <p>(56) Перелік документів, взятих до уваги експертизою: ПОДМАСТЕРЬЕВ К.Д., КОЗЮРА К.В. / Проблемы метрологического обеспечения электрокардиографической техники и пути их решения // «Биотехносфера». - 2010. - №1. - С.34-39 ФАЙНЗИЛЬБЕРГ Л С. / ФАЗАГРАФ - эффективная информационная технология обработки ЭКГ в задаче скрининга ишемической болезни сердца // «Клиническая информатика и телемедицина». - 2010. - Т.6, Вип.7. - С.22-30 RU 86300 U1, 27.08.2009 RU 2102918 C1, 27.01.1998 US 5392780 A, 28.02.1995 GB 2137758 A, 10.10.1984 US 3991748 A, 16.11.1976</p>
---	--

(54) СПОСІБ ПЕРЕВІРКИ МЕТРОЛОГІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЦИФРОВИХ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІВ

(57) Реферат:

Винахід належить до вимірювальної медичної техніки і стосується способу перевірки метрологічних характеристик цифрових електрокардіографів, який характеризується тим, що генерують цифровий сигнал еталонного кардіоциклу з відомими амплітудно-часовими параметрами окремих фрагментів, формують цифрову послідовність кардіоциклів шляхом випадкових спотворень амплітудно-часових параметрів еталонного кардіоциклу, перетворюють отриману цифрову послідовність в аналоговий тестуючий сигнал та оцінюють метрологічні характеристики електрокардіографа за відхиленням амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів усередненого електрокардіографом аналогового тестуючого сигналу від відомих амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів штучного еталонного кардіоциклу.

UA 100330 C2

Винахід належить до вимірювальної техніки, а більш точно до способів перевірки метрологічних характеристик та споживчих якостей приладів та комп'ютерних систем аналізу та інтерпретації електрокардіограм та може бути застосована для метрологічної сертифікації та оцінювання споживчих якостей цифрових електрокардіографів.

5 Сучасні комп'ютерні системи аналізу та інтерпретації електрокардіограм, зокрема цифрові електрокардіографи забезпечують не лише реєстрацію електрокардіограми (ЕКГ), а й автоматичну обробку сигналу та визначення амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів усередненого циклу ЕКГ, за якими приймаються відповідні діагностичні рішення. Тому такі прилади та системи відносяться до приладів вимірювальної техніки і потребують метрологічну сертифікацію при їх виробництві та періодичну перевірку при подальшій експлуатації.

Відомий спосіб перевірки метрологічних характеристик цифрових електрокардіографів полягає в тому, що на вхід електрокардіографа, який перевіряється, подають тестуючі сигнали з заздалегідь відомими параметрами та оцінюють результати, які видає електрокардіограф [див, 15 наприклад, Подмастерьев К.Д., Козюра К.В. Проблемы метрологического обеспечения электрокардиографической техники и пути их решения // Биотехносфера.-2010.-. № 1.-34-39.].

Один з відомих способів формування тестуючих сигналів - використання оцифрованих реальних ЕКГ, амплітудно-часові параметри яких попередньо оцінені кваліфікованими експертами. Такі ЕКГ накопичуються та зберігаються в спеціалізованих базах даних, наприклад, 20 ANA Data Base, Physionet MIT-BIH Data Base та інших [див. Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms // American National Standard ANSI/AAMI (EC-57: 1998). - Arlington: Association for the Advancement of Medical Instrumentation.- 2008.].

Але такий спосіб перевірки не є повним, тому що навіть кваліфікований експерт не завжди здатен розрізнити тонкі зміни форм окремих фрагментів ЕКГ, наприклад параметр симетризації зубця Т, який несе важливу діагностичну інформацію [див. Файнзильберг Л.С. ФАЗ АГРАФ* - 25 эффективная информационная технология обработки ЭКГ в задаче скрининга ишемической болезни сердца // Клиническая информатика и телемедицина.-2010.- Т.6.-Вип. 7.- С. 22-30].

Другий відомий спосіб формування тестуючих сигналів полягає в генерації за допомогою спеціальної апаратури штучних сигналів відомої форми, зокрема, сигналів, що імітують ідеалізовану ЕКГ у вигляді періодичної функції часу [див. Нижаметдинов Р.А., И.З.Гуревич И.З. 30 Некоторые пути испытаний ЭКГ-анализаторов, основанные на базе нормированных тестовых сигналов с соответствующими амплитудными параметрами и медицинскими признаками. - Medical Progress through Technology 17: 15-19, 1991.- Kluwer Academic Publishers Printed in the Netherlands.].

Серед відомих способів перевірки метрологічних характеристик цифрових електрокардіографів, який як тестуючий сигнал використовує штучну ЕКГ, найбільш близьким до способу, що пропонується, є спосіб, що описано в патенті Російської Федерації № 86300 [RU 86 300 U1. Программно-аппаратный комплекс контроля состояния электрокардиоаппаратуры / 40 Б.А. Егоров, А.В. Козюра, К.В. Подмастерьев, М.В. Яковенко. - № 2009113788/22; заявл. 13.04.09; опубл. 27.08.09.]. Цей спосіб передбачає формування, зберігання та відтворення штучних тестуючих сигналів з необхідними амплітудно-частотними та часовими параметрами, за якими здійснюється сертифікації цифрового електрокардіографа шляхом оцінювання результатів обробки тестуючого сигналу та прийняття рішення про позитивну або негативну сертифікацію приладу.

Недоліком цього відомого способу є те, що він не передбачує відтворення штучних ЕКГ в умовах внутрішніх та зовнішніх завад, і тому не забезпечує всебічну перевірку метрологічних характеристик та споживчих якостей цифрового електрокардіографа, що відповідають реальним умовам реєстрації та аналізу ЕКГ.

В основу винаходу поставлена задача подолання цього недоліку, а саме створення способу, який забезпечує всебічну перевірку метрологічних характеристик та споживчих якостей приладів та комп'ютерних систем аналізу та інтерпретації електрокардіограм, зокрема, цифрових електрокардіографів за рахунок формування, відтворення та подачі на вхід електрокардіографа, що тестується, штучних сигналів реалістичної форми, які не є періодичними функціями часу та імітують реальні ЕКГ, які спостерігаються в умовах внутрішніх та зовнішніх збурень.

Спосіб, що пропонується, складається в тому, що на вхід електрокардіографа, що перевіряється, подають тестуючі сигнали з відомими характеристиками та оцінюють результати їх автоматичної обробки, причому для формування тестуючих сигналів генерують цифровий 60 сигнал еталонного кардіоциклу з відомими амплітудно-часовими параметрами окремих

фрагментів, формують цифрову послідовність кардіоциклів шляхом випадкових спотворень амплітудно-часових параметрів еталонного кардіоциклу та перетворюють отриману цифрову послідовність в аналоговий тестуючий сигнал, а оцінювання метрологічних характеристик електрокардіографа здійснюють шляхом визначення відхилень амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів усередненого електрокардіографом аналогового тестуючого сигналу від відомих амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів штучного еталонного кардіоциклу.

Сукупність ознак, що відрізняють цей спосіб від відомих (а саме те, що для формування тестуючих сигналів використовують цифрову послідовність спотворених еталонних кардіоциклів з відомими амплітудно-часовими параметрами окремих фрагментів і оцінюють метрологічні характеристики шляхом визначення відхилень амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів усередненого електрокардіографом аналогового тестуючого сигналу від відомих амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів штучного еталонного кардіоциклу) разом з відомими ознаками дозволяє суттєво підвищити якість метрологічної сертифікації цифрових електрокардіографів та забезпечити оцінювання споживчих якостей цих приладів при їх виробництві та подальшій експлуатації в реальних умовах.

На фіг. 1 наведено схему, яка ілюструє послідовність операцій, що забезпечують реалізацію способу. На фіг. наведено такі позначення:

- 1 - блок формування еталонного циклу ЕКГ;
- 2 - блок формування послідовності спотворених циклів ЕКГ;
- 3 - блок додавання адитивних завад;
- 4 - блок інтерполяції та аналого-цифрового перетворення;
- 5 - цифровий електрокардіограф, що тестується;
- 6 - блок порівняння та визначення результатів сертифікації;

A_0 - вектор (сукупність) амплітудно часових параметрів інформативних фрагментів еталонного циклу ЕКГ, які задаються користувачем та визначають форму еталонного циклу тестуючого сигналу;

A - вектор (сукупність) амплітудно часових параметрів інформативних фрагментів усередненого циклу ЕКГ, який автоматично обчислюється електрокардіографом шляхом оброблення аналогового тестуючого сигналу, що подано на вхід електрокардіографа.

На фіг. 2 наведено приклади штучних еталонних циклів ЕКГ з різними амплітудно-часовими параметрами інформативних фрагментів, які імітують цикл ЕКГ в нормальному функціональному стані серця та при порушеннях серцево-судинної системи, зокрема:

- нормальний цикл ЕКГ (фіг. 2, а);
- патологічний зубець Q (фіг. 2, б);
- від'ємний зубець T (фіг. 2, в);
- асиметричний зубець T (фіг. 2, г);
- депресія сегмента S - T (фіг. 2, д);
- елевація сегмента S - T (фіг. 2, е).

На фіг. 3 наведено приклади штучних ЕКГ, що сформовані згідно з операціями запропонованого способу, а саме тестуючі сигнали, що імітують - ЕКГ, яка зареєстрована в ідеальних умовах (фіг. 3, а);

- ЕКГ, що має дрейф ізоелектричної лінії (фіг. 3, б);
- ЕКГ, що зареєстровано в умовах адитивних частотних завад (фіг. 3, в);

ЕКГ, на якій спостерігається депресія сегмента S - T на тлі м'язового тремору, який імітується випадковою завадою обмеженого рівня (фіг. 3, г).

Спосіб перевірки метрологічних характеристик цифрових електрокардіографів згідно з винаходом, що пропонується, складається з таких дій.

Блок 1 (див. фіг. 1) генерує цифровий сигнал $z_0(t)$, що відповідає еталонному циклу ЕКГ з заданими амплітудно-часовим параметрами інформативних фрагментів - зубців P, Q, R, S, T та сегменту S-T. Необхідні значення цих параметрів визначають компоненти вектора $A_0 = (\alpha_p, \mu_p, b_p^{(1)}, b_p^{(2)}, \dots, \alpha_T, \mu_T, b_p^{(1)}, b_p^{(2)})$, який подається на вхід блок 1. В залежності від конкретних значень цих параметрів генерують штучний еталонний цикл реалістичної форми.

Еталонний цикл генерується послідовність з K_0 цифрових відліків сигналу $z_0(t)$ в дискретному часі $t = k\Delta t$, $k = 1, 2, 3, \dots, K_0$ за формулою

$$z(t) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} \alpha_i \cdot e^{-\frac{(t-\mu_i)^2}{2[b_i(t)]^2}} \quad (1)$$

де параметри α_i та μ_i визначають відповідно амплітуду та момент часу, коли i -й інформативний фрагмент, $i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}$ приймає екстремальне значення, а функція

$$b_i(t) = \begin{cases} b_i^{(1)} & \text{при } t \leq \mu_i \\ b_i^{(2)} & \text{при } t > \mu_i \end{cases} \quad (2)$$

5

при $b_i^{(1)} \neq b_i^{(2)}$ дозволяє генерувати несиметричні інформативні фрагменти, зокрема несиметричний зубець T.

Для ілюстрації на фіг. 2 наведені приклади штучних еталонних циклів, згенерованих за формулами (1), (2) при різних значеннях параметрів. Нормальний цикл ЕКГ (фіг. 2. а) згенеровано при таких значеннях параметрів

10

$$\begin{aligned} \alpha_P &= 0,11; \alpha_Q = -0,11; \alpha_R = 1; \alpha_S = -0,18; \alpha_{ST} = 0; \alpha_T = 0,28; \\ b_P^{(1)} &= 0,04; b_Q^{(1)} = 0,01; b_R^{(1)} = 0,01; b_S^{(1)} = 0,015; b_{ST}^{(1)} = 0; b_T^{(1)} = 0,06; \\ b_P^{(2)} &= 0,04; b_Q^{(2)} = 0,01; b_R^{(2)} = 0,01; b_S^{(2)} = 0,015; b_{ST}^{(2)} = 0; b_T^{(2)} = 0,06; \\ \mu_P &= 0,38; \mu_Q = 0,478; \mu_R = 0,5; \mu_S = 0,523; \mu_{ST} = 0; \mu_T = 0,7. \end{aligned}$$

15

Штучний цикл ЕКГ з патологічним (глибоким та широким) зубцем Q (фіг 2, б), який найчастіше є діагностичною ознакою гострого інфаркту міокарда, генерована при таких параметрах

20

$$\begin{aligned} \alpha_P &= 0,1; \alpha_Q = -1,01; \alpha_R = 0,76; \alpha_S = -0,07; \alpha_{ST} = 0,13; \alpha_T = 0,33; \\ b_P^{(1)} &= 0,023; b_Q^{(1)} = 0,025; b_R^{(1)} = 0,01; b_S^{(1)} = 0,015; b_{ST}^{(1)} = 0,06; b_T^{(1)} = 0,07; \\ b_P^{(2)} &= 0,023; b_Q^{(2)} = 0,025; b_R^{(2)} = 0,01; b_S^{(2)} = 0,015; b_{ST}^{(2)} = 0,06; b_T^{(2)} = 0,07; \\ \mu_P &= 0,37; \mu_Q = 0,478; \mu_R = 0,52; \mu_S = 0,52; \mu_{ST} = 0,55; \mu_T = 0,7. \end{aligned}$$

Штучний цикл ЕКГ з від'ємним зубцем T (фіг 2, в), який є традиційною електрокардіографічною ознакою ішемії міокарда, генерована при таких параметрах

25

$$\begin{aligned} \alpha_P &= 0,68; \alpha_Q = -0,11; \alpha_R = 1,28; \alpha_S = -0,31; \alpha_{ST} = 0; \alpha_T = 0,35; \\ b_P^{(1)} &= 0,021; b_Q^{(1)} = 0,01; b_R^{(1)} = 0,01; b_S^{(1)} = 0,01; b_{ST}^{(1)} = 0; b_T^{(1)} = 0,055; \\ b_P^{(2)} &= 0,021; b_Q^{(2)} = 0,01; b_R^{(2)} = 0,01; b_S^{(2)} = 0,01; b_{ST}^{(2)} = 0; b_T^{(2)} = 0,055; \\ \mu_P &= 0,418; \mu_Q = 0,478; \mu_R = 0,5; \mu_S = 0,522; \mu_{ST} = 0; \mu_T = 0,7. \end{aligned}$$

Штучний цикл ЕКГ з асиметричним зубцем T (фіг 2, г), що симптомом порушень реполяризації шлуночків, згенеровано при таких параметрах

30

$$\begin{aligned} \alpha_P &= 0,176; \alpha_Q = -0,08; \alpha_R = 1,43; \alpha_S = -0,176; \alpha_{ST} = 0; \alpha_T = -0,48; \\ b_P^{(1)} &= 0,033; b_Q^{(1)} = 0,01; b_R^{(1)} = 0,01; b_S^{(1)} = 0,015; b_{ST}^{(1)} = 0; b_T^{(1)} = 0,039; \\ b_P^{(2)} &= 0,033; b_Q^{(2)} = 0,01; b_R^{(2)} = 0,01; b_S^{(2)} = 0,015; b_{ST}^{(2)} = 0; b_T^{(2)} = 0,097; \\ \mu_P &= 0,39; \mu_Q = 0,478; \mu_R = 0,5; \mu_S = 0,523; \mu_{ST} = 0; \mu_T = 0,658. \end{aligned}$$

Штучний цикл ЕКГ з депресією сегмента S-T (фіг 2, д), тобто зсувом цього сегмента нижче за ізоелектричну лінію, що є симптомом ішемії міокарда, згенеровано при таких параметрах

35

$$\begin{aligned} \alpha_P &= 0,19; \alpha_Q = -1,3; \alpha_R = 0,29; \alpha_S = -0,69; \alpha_{ST} = -0,25; \alpha_T = 0,28; \\ b_P^{(1)} &= 0,032; b_Q^{(1)} = 0,01; b_R^{(1)} = 0,08; b_S^{(1)} = 0,06; b_{ST}^{(1)} = 0,078; b_T^{(1)} = 0,055; \\ b_P^{(2)} &= 0,032; b_Q^{(2)} = 0,01; b_R^{(2)} = 0,08; b_S^{(2)} = 0,06; b_{ST}^{(2)} = 0,119; b_T^{(2)} = 0,055; \\ \mu_P &= 0,409; \mu_Q = 0,478; \mu_R = 0,5; \mu_S = 0,519; \mu_{ST} = 0,56; \mu_T = 0,7. \end{aligned}$$

40

Штучний цикл ЕКГ з елевацією сегмента S-T (фіг 2, е), тобто зсувом цього сегмента вище за ізоелектричну лінію, що є симптомом гострого коронарного синдрому, згенеровано при таких параметрах

$$\alpha_P = 0,11; \alpha_Q = -0,29; \alpha_R = 1,4; \alpha_S = 0; \alpha_{ST} = 0,25; \alpha_T = 0,618;$$

$$b_p^{(1)} = 0,027; b_Q^{(1)} = 0,04; b_R^{(1)} = 0,08; b_S^{(1)} = 0,015; b_{ST}^{(1)} = 0,03; b_T^{(1)} = 0,075$$

$$b_p^{(2)} = 0,032; b_Q^{(2)} = 0,01; b_R^{(2)} = 0,08; b_S^{(2)} = 0,06; b_{ST}^{(2)} = 0,119; b_T^{(2)} = 0,055$$

$$\mu_p = 0,403; \mu_Q = 0,478; \mu_R = 0,5; \mu_S = 0; \mu_{ST} = 0,522; \mu_T = 0,7.$$

5 Цифрові відліки еталонного циклу ЕКГ, згенеровані блоком 1 (фіг. 1), далі надходять на вхід блока 2, за допомогою якого генерується послідовність спотворених циклів. Для цього кожен з параметрів m -го циклу, $m = 1, 2, \dots, M$, що генеруються блоком 2, визначається як результат незалежних спотворень відповідного параметра еталонного циклу наступним чином

$$\begin{aligned} \alpha_i[m] &= \alpha_i(1 + \alpha_i[m]); \\ \tilde{\mu}_i[m] &= \mu_i(1 + \delta_i[m]); \\ \tilde{b}_i^{(1)}[m] &= b_i^{(1)}(1 - \varepsilon_i^{(1)}[m]); \\ \tilde{b}_i^{(2)}[m] &= b_i^{(2)}(1 - \varepsilon_i^{(2)}[m]); \end{aligned} \quad (3)$$

10 де

$\alpha_i[m]$, $\tilde{\mu}_i[m]$, $\tilde{b}_i^{(1)}[m]$, $\tilde{b}_i^{(2)}[m]$ - параметри i -го фрагмента, $i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}$ m -го циклу штучної ЕКГ, яка генерується блоком 2;

$\alpha_i[m]$, $\delta_i[m]$, $\varepsilon_i^{(1)}[m]$, $\varepsilon_i^{(2)}[m]$ - послідовності реалізацій незалежних випадкових величин, які з нульовим математичним сподіванням розподілені на інтервалах $[-\alpha_{0i}, \alpha_{0i}]$, $[-\delta_{0i}, \delta_{0i}]$, $[-\varepsilon_{0i}^{(1)}, \varepsilon_{0i}^{(1)}]$,

15 $[-\varepsilon_{0i}^{(2)}, \varepsilon_{0i}^{(2)}]$, обмежених фіксованими числами α_{0i} , δ_{0i} , $\varepsilon_{0i}^{(1)}$, $\varepsilon_{0i}^{(2)}$.

Таким чином, згідно зі співвідношенням (3) кожен з параметрів, що визначає форму окремих фрагментів штучної ЕКГ, яка генерується блоком 2, буде менше або більше відповідного параметра еталонного циклу на обмежену випадкову величину, яка в середньому дорівнює нулю.

20 Згенерована блоком 2 цифрова послідовність відліків штучної ЕКГ надходить до входу блока 3, за допомогою якого до цієї послідовності додається необхідні для якісної сертифікації можливі адитивні спотворення сигналу, наприклад, дрейф ізоелектричної лінії, частотні завади та (або) обмежена за рівнем випадкова завада.

25 В результаті на виході блока 3 (фіг. 1) формується цифрова послідовність відкликів штучної ЕКГ, яка за своєю формою та характеристикою майже не відрізняється від реальних ЕКГ, що реєструється в реальних клінічних умовах.

30 Для ілюстрації на фіг. 3 наведені приклади штучних ЕКГ, які згенеровані згідно за описаними вище операціями, а саме ЕКГ, яка зареєстрована в ідеальних умовах (фіг. 3, а), ЕКГ, що має низькочастотний дрейф ізоелектричної лінії (фіг. 3, б), ЕКГ, яку зареєстровано в умовах суттєвих мережевих завад 50 Гц, амплітуда яких дорівнює 20 % діапазону корисного сигналу (фіг. 3, в) та ЕКГ, на якій спостерігається депресія сегмента S - T більш ніж 2,8 Мв на тлі м'язового тремору, який імітується 10 % випадковою завадою (фіг. 3, г).

35 Цифрова послідовність відкликів штучної ЕКГ, сформовано блоком 3 (фіг. 1), надходить на блок 4 інтерполяції та аналого-цифрового перетворення, за допомогою якого ця послідовність перетворюється в аналогову форму та в необхідному темпі відтворюється на виході блока 4 у вигляді аналогового тестуючого сигналу.

40 Аналоговий тестуючий сигнал з виходу блока 4 подається на вхідні електроди цифрового електрокардіографа 5, що тестується, який проводить автоматичне оброблення тестуючого сигналу, зокрема, визначення амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів усередненого електрокардіографом аналогового тестуючого сигналу.

Вектор (сукупність) $A = (\tilde{\alpha}_p, \tilde{\mu}_p, \tilde{b}_p^{(1)}, \tilde{b}_p^{(2)}, \dots, \tilde{\alpha}_T, \tilde{\mu}_T, \tilde{b}_T^{(1)}, \tilde{b}_T^{(2)})$ амплітудно-часових параметрів інформативних фрагментів усередненого циклу ЕКГ, які автоматично обчислив електрокардіограф 5, надходять на вхід блока 6 порівняння та визначення результатів сертифікації. На другий вхід цього блока 6 надходить вектор

45 $A_0 = (\alpha_p, \mu_p, b_p^{(1)}, b_p^{(2)}, \dots, \alpha_T, \mu_T, b_T^{(1)}, b_T^{(2)})$ амплітудно-часових параметрів інформативних фрагментів згенерованого блоком 1 еталонного циклу ЕКГ.

Блок 6 обчислює метрологічні характеристики електрокардіографа. Що тестується, зокрема абсолютні та відносні похибки обчислення амплітудно-часових параметрів еталонного циклу. Наприклад, для амплітуди зубця Р абсолютна похибка обчислюється за формулою

$$\Delta\alpha_p = |\tilde{\alpha}_p - \alpha_p| \quad (4)$$

5

де

$\tilde{\alpha}_p$ - амплітуда зубця Р усередненого циклу ЕКГ, що обчислена електрокардіографом 5, α_p - задана користувачем, що проводить тестування електрокардіографа, амплітуда зубця Р, еталонного циклу, що генерується блоком 1.

10

Відносна похибка обчислення амплітуди зубця Р обчислюється за формулою

$$\delta\alpha_p = \frac{\tilde{\alpha}_p - \alpha_p}{\alpha_p} * 100\% \quad (5)$$

Аналогічним чином оцінюються похибки визначення інших амплітудночасових параметрів окремих інформативних фрагментів ЕКГ.

15

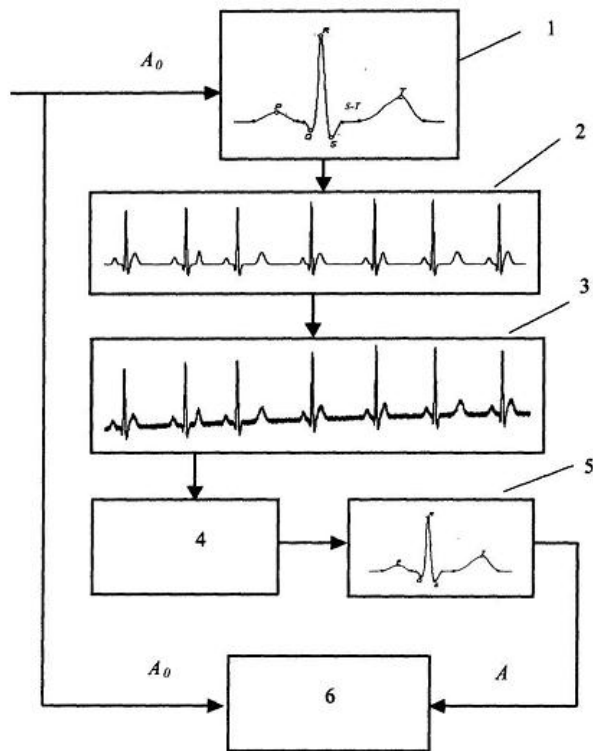
За отриманими значеннями обчислених похибок блок 6 видає на свій вихід позитивний або негативний результат сертифікації електрокардіографа 5, що тестується.

ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

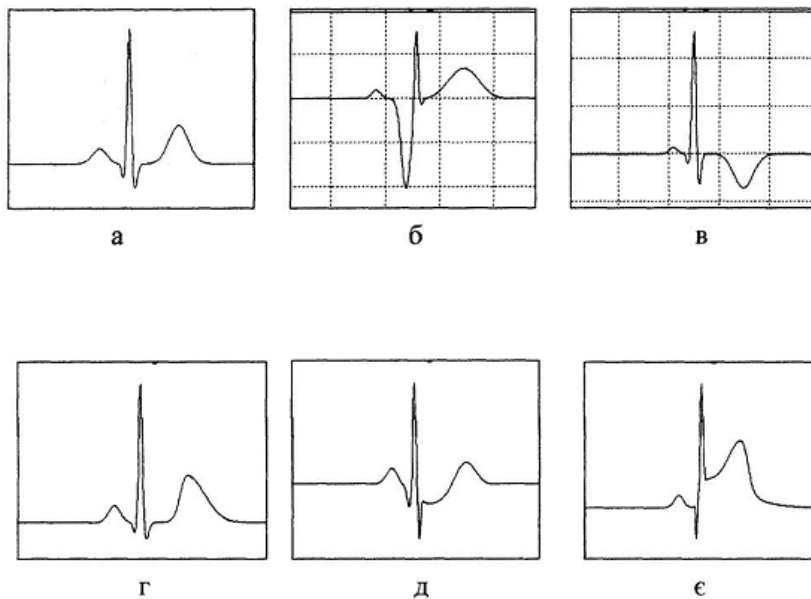
20

Спосіб перевірки метрологічних характеристик цифрових електрокардіографів, який передбачає подачу на вхід електрокардіографа, що перевіряється, тестуючих сигналів з відомими характеристиками та оцінювання результатів їх автоматичної обробки, який **відрізняється** тим, що генерують цифровий сигнал еталонного кардіоциклу з відомими амплітудно-часовими параметрами окремих фрагментів, формують цифрову послідовність кардіоциклів шляхом випадкових спотворень амплітудно-часових параметрів еталонного кардіоциклу, перетворюють отриману цифрову послідовність в аналоговий тестуючий сигнал та оцінюють метрологічні характеристики електрокардіографа за відхиленням амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів усередненого електрокардіографом аналогового тестуючого сигналу від відомих амплітудно-часових параметрів окремих фрагментів штучного еталонного кардіоциклу.

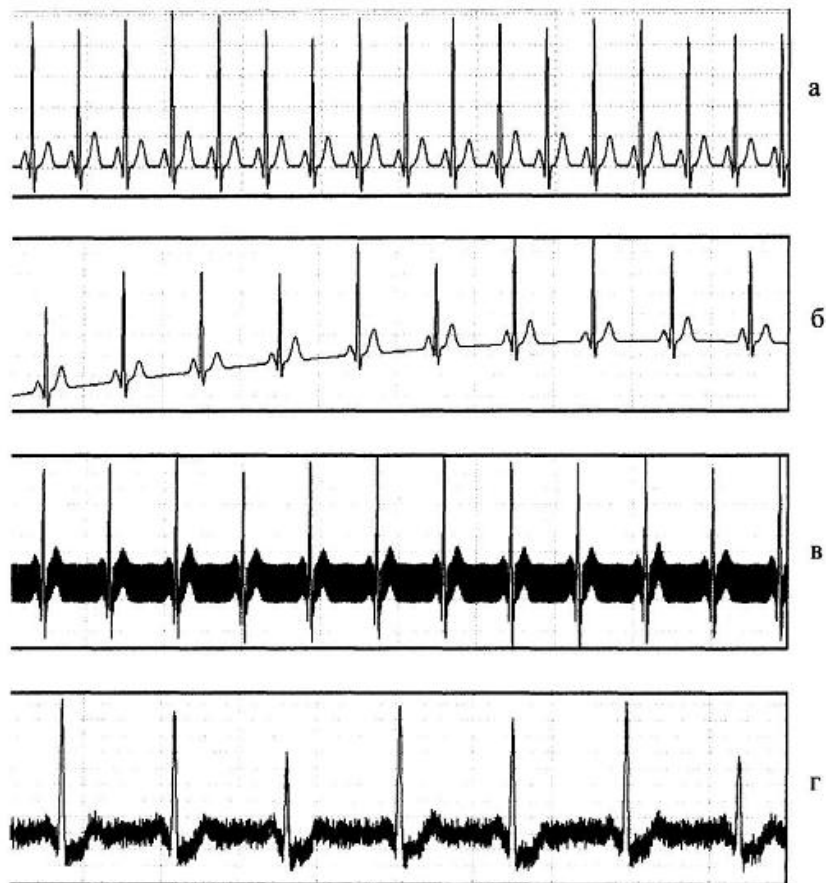
25



Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3

Комп'ютерна верстка А. Крижанівський

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