



МІНІСТЕРСТВО
ЕКОНОМІЧНОГО
РОЗВИТКУ І ТОРГІВЛІ
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **133171** (13) **U**
(51) МПК
A61B 5/0432 (2006.01)

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2018 10435	(72) Винахідник(и): Кулик Анатолій Ярославович (UA), Власенко Олег Володимирович (UA), Йолтухівський Михайло Володимирович (UA), Дідич Володимир Миколайович (UA), Ревіна Тетяна Григорівна (UA), Боднар Марія Вікторівна (UA)
(22) Дата подання заявки: 22.10.2018	(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМ. М.І. ПИРОГОВА, вул. Пирогова, 56, м. Вінниця, 21018 (UA)
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.03.2019	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.03.2019, Бюл.№ 6	

(54) СПОСІБ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ

(57) Реферат:

Спосіб реєстрації електрокардіограми включає підключення датчиків за стандартною методикою; ініціалізацію паралельного інтерфейсу мікропроцесорної системи; формування сигналу "Пуск" аналого-цифрового перетворювача; контроль процесу перетворення даних за встановленням сигналу "Кінець перетворення"; при встановленні якого зчитуються дані з паралельного інтерфейсу; перевірку вмісту лічильника зареєстрованих значень, для визначення чи всі дані зареєстровані; якщо ні, то скидається сигнал "Пуск" АЦП і цикл повторюється; аналіз серцевого ритму з використанням стандартної методики та зберігання в пам'яті і виведення на монітор чи принтер. Процес реєстрації здійснюють в два етапи. На першому етапі здійснюють попередню реєстрацію ЕКГ; оцінюють максимальне значення похідної динамічного процесу на основі зубця R; визначають оптимальний час дискретизації, виходячи із завданої динамічної похибки; визначають час затримки. На другому етапі здійснюють основну реєстрацію ЕКГ, для чого встановлюють часову затримку.

UA 133171 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, оскільки не враховує режиму обміну даними під час реєстрації електрокардіограми.

10 Відомий також 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} , $0,1 U_{max}$, 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 автоко-реляційної 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.

30 Найбільш близьким аналогом є спосіб реєстрації електрокардіограми (Патент України № 107129, МПК А61В 5/0402, опубл. 25.09.2015, бюл. № 18), який включає оброблювання даних за допомогою аналого-цифрового перетворення, фільтрацію даних, аналіз серцевого ритму з використанням стандартної методики та зберігання в пам'яті і виведення на монітор чи принтер, полягає в тому, що до аналого-цифрового перетворення здійснюють додаткові процедури підключення датчиків за стандартною методикою; ініціалізацію паралельного інтерфейсу мікропроцесорної системи та формування сигналу "Пуск" аналого-цифрового перетворювача; контроль процесу перетворення даних за встановленням сигналу "Кінець перетворення", при встановленні якого здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу; перевірку вмісту лічильника зареєстрованих значень, для визначення чи всі дані зареєстровані; якщо ні, то скидають сигнал "Пуск" АЦП і цикл повторюється, якщо так то здійснюють перехід до процедур оброблювання даних.

Головним недоліком вказаного способу є те, що під час реєстрації не враховується режим обміну даними між вимірювальною частиною пристрою і модулем реєстрації даних.

45 В основу корисної моделі поставлена задача створення такого способу реєстрації електрокардіограми, в якому за рахунок введення нових операцій забезпечується необхідна взаємодія між вимірювальною частиною пристрою і модулем реєстрації даних, завдяки чому підвищується ефективність реєстрації інформації. Для цього необхідно оптимізувати час дискретизації сигналу. Занадто великий час дискретизації призводить до втрати інформації, а занадто малий - до зайвої легалізації, а внаслідок цього до збільшення кількості зареєстрованих значень, нерациональних втрат об'єму пам'яті, ускладнення оброблювання результатів тощо.

50 Поставлена задача вирішується тим, що реєстрація ЕКГ здійснюється в два етапи. На першому здійснюється попередня реєстрація протягом одного - двох періодів ЕКГ. При цьому час дискретизації відповідає тривалості циклу обміну даними. Для одного інформативного каналу він складає:

$$T_{ц} = T_{Пуск} + T_{АЦП} + T_{зч} + T_{ск}, \quad (1)$$

де $T_{Пуск}$ - тривалість процедури встановлення сигналу "Пуск" АЦП;

55 $T_{АЦП}$ тривалість циклу перетворення АЦП;

$T_{зч}$ - тривалість циклу зчитування даних;

$T_{ск}$ - тривалість процедури скидання сигналу "Пуск" АЦП.

Для багатоканальної системи вираз (1) набуває вигляд:

$$T_{ц} = (T_{Пуск} + T_{АЦП} + T_{зч} + T_{ск}) \cdot N, \quad (2)$$

де N- кількість інформативних вимірювальних каналів.

Оскільки здебільшого тривалість циклу встановлення і скидання сигналу "Пуск" АЦП однакові, можна отримати:

$$T_{ц} = (2T_{Пуск} + T_{АЦП} + T_{зч}) \cdot N. \quad (3)$$

Після цього здійснюється аналіз зареєстрованих значень і визначаються параметри зубця R ЕКГ, на підставі чого можна оцінити оптимальний час дискретизації.

На другому етапі вводиться часова затримка, яка до цього дорівнювала нулю, таким чином, щоб цикл опитування відповідав оптимальному часу дискретизації:

$$T_{ц} = (2T_{Пуск} + T_{АЦП} + T_{зч} + T_3) \cdot N, \quad (4),$$

де T_3 - час затримки для досягнення оптимального режиму дискретизації;

або для одного каналу

$$T_{ц} = 2T_{Пуск} + T_{АЦП} + T_{зч} + T_3, \quad (5)$$

Реєстрація в оптимальному режимі здійснюється, поки не буде набраний необхідний обсяг даних.

На фіг. 1 наведена структура пристрою для реєстрації даних в програмному режимі, на фіг.

2 - структура основної програми процедури реєстрації даних, на фіг. 3 вкладена процедура реєстрації ЕКГ, а на фіг. 4 узагальнений вигляд ЕКГ.

Спосіб включає наступні операції:

- підключають датчики за стандартною методикою;

- здійснюють ініціалізацію паралельного інтерфейсу мікропроцесорної системи;

- здійснюють попередню реєстрацію ЕКГ, для чого:

встановлюють затримку T_3 рівною нулю;

переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:

формують сигнал "Пуск" аналого-цифрового перетворювача;

дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;

процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу "Кінець перетворення";

при встановленні сигналу "КП" здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;

перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи чи всі дані зареєстровані;

якщо ні, то скидають сигнал "Пуск" АЦП і цикл повторюють;

- здійснюють визначення параметрів зубця R зареєстрованої послідовності даних;

- визначають значення похідної інформативного сигналу;

визначають оптимальний час дискретизації $T_{ц}$;

- визначають час затримки T_3 ,

- здійснюють основну реєстрацію ЕКГ, для чого:

встановлюють затримку T_3 , рівною

$$T_3 = T_{ц} - 2T_{Пуск} - T_{АЦП} - T_{зч}; \quad (5)$$

переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:

формують сигнал "Пуск" аналого-цифрового перетворювача;

дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;

процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу "Кінець перетворення";

при встановленні сигналу "КП" здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;

перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи чи всі дані

зареєстровані;

якщо ні, то скидають сигнал "Пуск" АЦП і цикл повторюють;

аналіз серцевого ритму здійснюють з використанням стандартної методики;

результати зберігають в пам'яті і виводять на монітор чи принтер.

Похибка квантування визначається розрядністю АЦП і забезпечується на стані проектування.

Динамічна похибка характеризується тривалістю циклу дискретизації і максимальною похідною реєстрованого динамічного процесу

$$\Delta_d = \frac{T_{ц}}{2} \cdot \frac{dx}{dt}. \quad (6)$$

На фіг. 4. наведений узагальнений вигляд ЕКГ, з якого видно, що похідна досягає максимального значення на зубці R, Виходячи із завданої динамічної похибки і визначеної похідної динамічного процесу, можна оцінити тривалість циклу дискретизації.

Параметри ЕКГ здорової людини відомі (Абакумов В.Г. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних сигналів / В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко та ін. - Вінниця: ВНТУ, 2011. - 352 с.). Виходячи з цих даних, значення похідної для здорової людини становить 1666,7 мм/с,

але для різних випадків може варіюватися в досить широкому діапазоні. Введення адаптивної реєстрації дозволяє оптимізувати цикл перетворення і мінімізувати динамічну похибку.

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

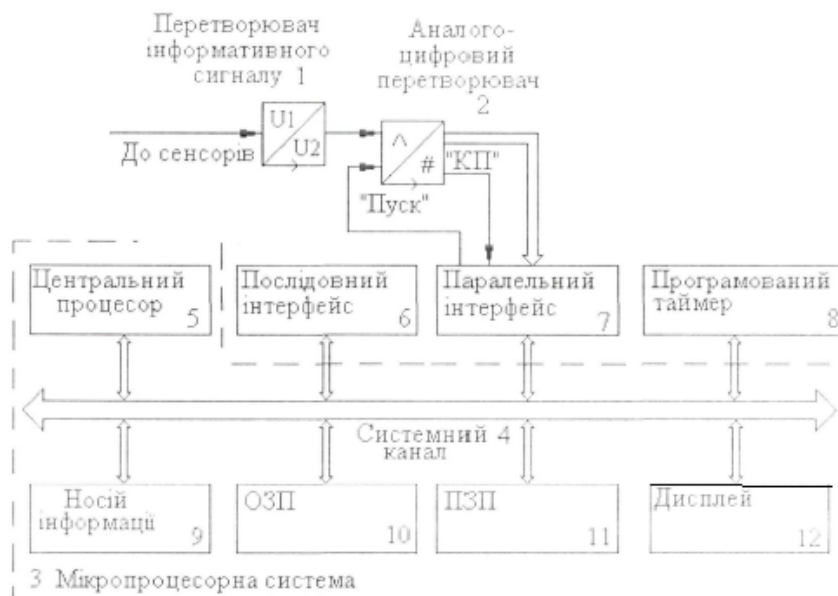
5

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб реєстрації електрокардіограми, що включає підключення датчиків за стандартною методикою; ініціалізацію паралельного інтерфейсу мікропроцесорної системи; формування сигналу "Пуск" аналого-цифрового перетворювача; контроль процесу перетворення даних за встановленням сигналу "Кінець перетворення"; при встановленні якого зчитуються дані з паралельного інтерфейсу; перевірку вмісту лічильника зареєстрованих значень, для визначення чи всі дані зареєстровані; якщо ні, то скидається сигнал "Пуск" АЦП і цикл повторюється; аналіз серцевого ритму з використанням стандартної методики та зберігання в пам'яті і виведення на монітор чи принтер, який **відрізняється** тим, що процес реєстрації здійснюють в два етапи: на першому здійснюють попередню реєстрацію ЕКГ; оцінюють максимальне значення похідної динамічного процесу на основі зубця R; визначають оптимальний час дискретизації, виходячи із завданої динамічної похибки; визначають час затримки; на другому етапі здійснюють основну реєстрацію ЕКГ, для чого встановлюють часову затримку.

10

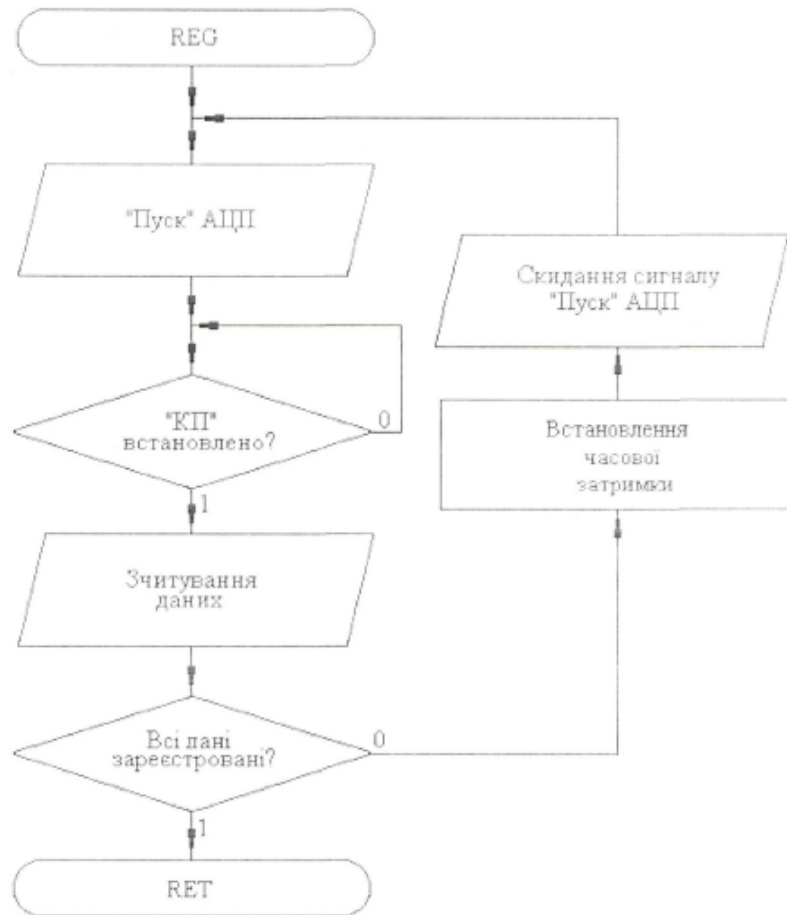
15



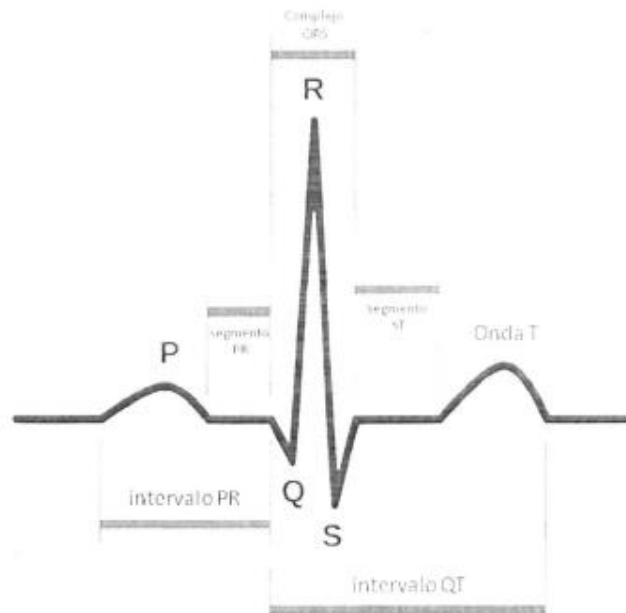
Фіг. 1



Fig. 2



Фиг. 3



Фиг. 4

Комп'ютерна верстка М. Шамоніна

Міністерство економічного розвитку і торгівлі України, вул. М. Грушевського, 12/2, м. Київ, 01008, Україна

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