



УКРАЇНА

(19) UA (11) 84867 (13) C2  
(51) МПК (2006)  
A61B 5/024МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

## (54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ ТРИВАЛОСТІ КАРДІОЦИКЛУ

1

2

(21) а200509382

(22) 06.10.2005

(24) 10.12.2008

(46) 10.12.2008, Бюл.№ 23, 2008 р.

(72) МАМІЛОВ СЕРГІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ, UA,  
ПЛАКСІЙ ЮРІЙ СТЕПАНОВИЧ, UA, ЄСЬМАН  
СЕРГІЙ СТЕПАНОВИЧ, UA(73) ІНСТИТУТ ПРИКЛАДНИХ ПРОБЛЕМ ФІЗИКИ І  
БІОФІЗИКИ НАН УКРАЇНИ, UA

(56) RU 97118407 A, 10.08.1999

RU 2135076 C1, 27.08.1999

US 5558096 A, 24.09.1996

Исмаилов М.М., Стельцов А.Ю./ Кардиоинтерва-  
лометрический анализатор (КИМ\_А) // Мед. техни-  
ка. - 1993. - № 4. - С. 44-45(57) Спосіб визначення тривалості кардіоциклу, що  
полягає у реєстрації оптичного випромінювання,

яке проходить крізь кровонаповнену тканину, його аналого-цифровому перетворенні з частотою відліків  $f$ , запам'ятовуванні та наступному аналізі з визначенням тривалості кардіоциклу, який **відрізняється** тим, що для визначення тривалості кардіоциклу вибирають ціле число  $M$  і розраховують коефіцієнт кореляції між лінійною функцією та  $M$  послідовними відліками сигналу, починаючи з першого, потім коефіцієнт кореляції між лінійною функцією та  $M$  послідовними відліками сигналу, починаючи з другого і так далі, в отриманій послідовності коефіцієнтів кореляції визначають перші від'ємні значення після зміни знака і обраховують відстань  $N$  між ними у відліках, яку перераховують в тривалість кардіоциклу за формулою  $\tau = N/f$ .

Винахід відноситься до кардіологічної медичної техніки.

Спосіб призначений для визначення тривалості кардіоінтервалу - часу між двома ударами серця.

Існує багато способів визначення тривалості кардіоциклу. Більшість з них полягає в визначенні екстремальних точок електрокардіограми, реоплетизмограми або фотоплетизмограми [1,2]. Ці методи потребують попереднього знання форми сигналу, але індивідуальні особливості роботи серця не дають змоги передбачити точну форму сигналу.

Найбільш близьким до винаходу є спосіб запропонований в [3]. Він полягає в перетворенні світлового потоку, обумовленого розсіюванням в кровонаповненій тканині у вихідний електричний сигнал, його перетворенні в цифровий вигляд та аналізі з виділенням корисного сигналу, який пов'язаний з фізіологічними пульсаціями. Реєструється поточне значення вихідного електричного сигналу у виді послідовності цифрових відліків з дискретністю не менш 10 за 1 с. З отриманої послідовності визначають опорну пульсацію, далі в режимі аналізу на поточному кроці вибирають ділянку тривалістю 1-3 секунди і за встановленими критеріями визначають початкові і кінцеві точки

одиничних пульсацій, обчислюють коефіцієнт кореляції між опорною і згаданими одиничними пульсаціями. Недоліком цього способу є невелика точність та використання кореляції поточної пульсації з опорною. При зміні стану обстежуваного форма пульсації може змінитися і коефіцієнт кореляції буде малим.

Задачею винаходу є підвищення точності та захищеності від впливу артефактів визначення тривалості кардіоциклу.

Задача вирішується тим, що електричний сигнал реєструється з частотою  $f$  відліків за секунду і обраховується коефіцієнт парної кореляції між неперервним проміжком отриманого сигналу  $l_i$  який включає  $M$  відліків та лінійно зростаючою функцією  $y$ . ( $M \sim f$  і обирається в залежності від співвідношення сигнал шум). Отримується послідовність величин коефіцієнтів парної кореляції  $R_i$ , для яких проміжок сигналу довжиною  $M$  беруть послідовно із зсувом на один відлік, а лінійно зростаюча функція береться та ж сама. Тривалість кардіоциклу визначається як відстань між точками зміни знаку послідовності величин коефіцієнтів парної кореляції  $R_i$  в напрямку від додатних до від'ємних значень.

(13) C2

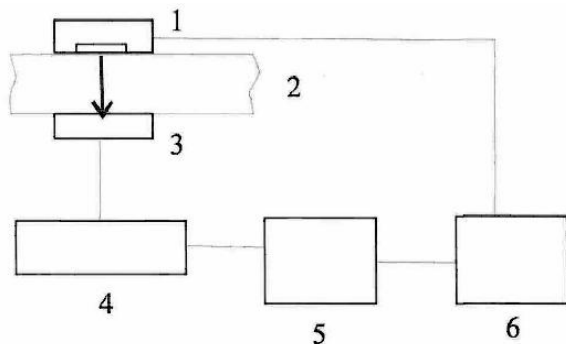
(11) 84867

(19) UA

Прикладом, що підтверджує можливість реалізації винаходу може служити пристрій показаний на кресленні (Фіг.1).

Оптичне випромінювання видимого або ближнього інфрачервоного діапазону постійної потужності випромінюється світловипромінюючим діодом (1) з частотою 400 герц і ослаблюючись в кровонаповненій тканині (2) приймається фотоприймачем (3). Після цього прийнятий сигнал підсилюється в підсилювачі (4) і аналого-цифровим перетворювачем (5) перетворюється в послідовність цифрових відліків, яка у вигляді файлу знаходиться на жорсткому диску комп'ютера (6). При частоті  $f=400$  герц для кореляційної обробки обрано  $M=100$  відліків. В якості лінійно зростаючої функції обрано  $y_i=j$ , де  $j=1,2\dots M$ . Коефіцієнт кореляції  $R$  обраховується за стандартною формулою

$$R = \frac{\sum_{i=1}^{100} y_i \times x_i - \frac{\sum_{i=1}^{100} x_i \times \sum_{i=1}^{100} y_i}{100}}{\sqrt{\sum_{i=1}^{100} x_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^{100} x_i\right)^2}{100}} \sqrt{\sum_{i=1}^{100} y_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^{100} y_i\right)^2}{100}}}$$



Фіг. 1

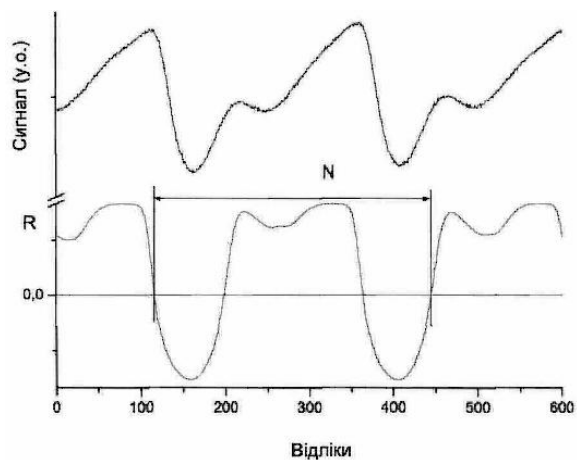
Враховуючи вигляд функції  $y$ , та підставляючи замість  $x$  величини сигналу  $i_i$  отримаємо

$$R_i = \frac{\sum_{j=1}^{100} j \times i_{i+j} - 55.5 \times \sum_{i=1}^{100} i_{i+1}}{288.66 \times \sqrt{\sum_{i=1}^{100} i_{i+j}^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^{100} i_{i+j}\right)^2}{100}}}$$

На Фіг.2 показано сигнал  $i_i$  (верхня крива) і послідовність коефіцієнтів кореляції  $R_1$  (нижня крива). В цій послідовності визначаються перші від'ємні точки після зміни знаку і обраховується відстань  $N$  між ними у відліках, яка перераховується в тривалість кардіоциклу за формулою  $\tau=N/f$ .

Список використаної літератури

1. Патент России №97118407. Способ измерения частоты пульса.
2. М.М. Исмаилов, А.Ю. Стельцов. // Мед. Техника, - №4, - 1993, -С.44-45.
3. Патент России №2135076. Способ регистрации пульса.



Фіг. 2