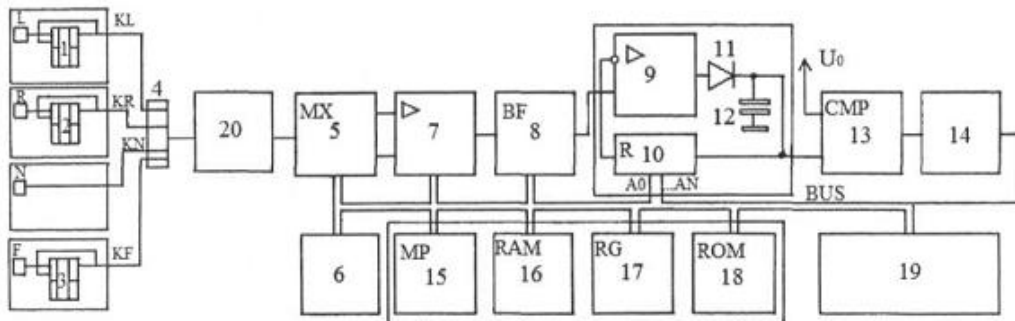


(19) **UA** (11) **81966** (13) **U**  
(51) МПК  
**A61B 5/04** (2006.01)

<p>(21) Номер заявки: <b>u 2013 02488</b></p> <p>(22) Дата подання заявки: <b>27.02.2013</b></p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: <b>10.07.2013</b></p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: <b>10.07.2013, Бюл.№ 13</b></p>	<p>(72) Винахідник(и):  <b>Омельчук Олеся Михайлівна (UA),  Осадчий Олександр Васильович (UA),  Максимчук Іван Вікторович (UA)</b></p> <p>(73) Власник(и):  <b>Омельчук Олеся Михайлівна,  вул. Солом'янська, 10, кв. 14, м. Київ, 03110 (UA)</b></p>
--	---



**UA 81966 U**



Кардіоритмоаналізатор належить до галузі медичного приладобудування та може бути використаний для тривалого обстеження стану серцево-судинної системи людини.

Найближчим аналогом за своєю технічною суттю є прилад [патент RU № 2132153, МПК А61В5/0402, опубл. 27.06.1999]. Він містить послідовно з'єднані формувач прямокутних імпульсів, формувач сигналу певної тривалості, виконаний на частотному детекторі, і реєстратор, відмінний тим, що формувач сигналу певної тривалості додатково містить блок вибірки та зберігання детектованого сигналу, вихід якого є виходом формувача сигналу певної тривалості, і блок управління частотним детектором, вхід якого є входом формувача сигналу певної тривалості, а вихід з'єднаний з входом частотного детектора, вихід якого підключений до входу блоку вибірки та зберігання.

До недоліків даного приладу слід віднести недостатньо широкі функціональні можливості, що обумовлені неможливістю зміни кількості електродів, в залежності від типу обстеження.

В основу корисної моделі поставлена задача створити удосконалений прилад із розширеними функціональними можливостями, що дасть змогу швидко і без застосування стороннього приладдя змінювати кількість відведень за рахунок використання знімного блока відведень.

Поставлена задача вирішується тим, що кардіоритмоаналізатор містить блок додаткових відведень, який з'єднується за допомогою універсального роз'єму з основним блоком, що містить, підсилювач кардіосигналів, блок фільтрів, підсилювач із змінним коефіцієнтом підсилення, компаратор, одновібратор, блок обробки кардіоритму і блок індикації, додатково введені попередні підсилювачі, розміщені безпосередньо на вимірювальних електродах. При цьому на кожному електроді розміщений підсилювач, включений за схемою повторювача, і його вхід безпосередньо з'єднаний з електродом, а його вихід через перемикач відведень - з одним із виходів кардіопідсилювача, в ланцюг від'ємного зворотного зв'язку підсилювача із змінним коефіцієнтом підсилення включений піковий детектор.

Суть корисної моделі пояснюється кресленням, де на кресленні зображено функціональну схему приладу, де 1 - підсилювач електроду R, 2 - підсилювач електрода L, 3 - підсилювач електрода F, 4 - кабель відведень, 5 - перемикач відведень, 6 - блок тестування, 7 - підсилювач кардіосигналів, 8 - блок фільтрів, 9 - програмований підсилювач, 10 - резистивна матриця, 11 - діод пікового детектора, 12 - конденсатор пікового детектора, 13 - компаратор, 14 - одновібратор, 15 - мікропроцесор, 16- оперативний запам'ятовуючий пристрій (ОЗП), 17 - виходи реєстратора, 18 - постійний запам'ятовуючий пристрій (ПЗП), 19 - індикатор, 20 - універсальний рознім.

Прилад працює наступним чином. Після відповідної підготовки пацієнту накладають електроди з додаткового блока відведень 4, що з'єднаний з основним блоком за допомогою універсального роз'єму 20. Включають живлення пристрою тумблером вмикання живлення, кнопкою "вимір" (не показані) запускають процес вимірювання, при цьому біопотенціали знімаються електродами R і L, посилюються повторювачами 1 і 2, розміщеними безпосередньо на зазначених електродах. Повторювачі 1 і 2, мають малі вихідні опори, підсилюють сигнали по струму. З цієї причини сигнали передаються по кабелю відведення KR, KL з кращим співвідношенням сигнал / завада, сигнал / шум. З виходу повторювачів через перемикач відведень 5, в даному прикладі конкретного виконання мультиплексор MG, подаються на входи підсилювача кардіосигналів 7. При цьому на адресних входах (на схемі адресна шина не виділена і показана загальна шина мікропроцесора) мультиплексора MG 4 виставляються коди відповідного стандартного відведення. Кардіопідсилювач 7 сигнал відведень підсилює, а синфазну перешкоду послаблює. З виходу кардіопідсилювача 7 сигнал надходить на вхід блока фільтрів 8, де перешкоди додатково послаблюються і далі сигнал подається на вхід програмованого підсилювача 9, динамічний діапазон якого становить близько 40 дБ.

При установці необхідного коефіцієнта посилення з метою одержання високоамплітудного чітко вираженого R-зубця, з ПЗУ 18 отримується відповідна команда, при виконанні якої в регістр керуючого коду записується код, відповідний, наприклад, мінімального коефіцієнта посилення. За цим кодом електронні ключі (не показані) включають в ланцюги від'ємного зворотного зв'язку програмованого підсилювача мінімальний опір резистивної матриці 10. Далі код, записаний в зазначений регістр, інкрементується, а електронні ключі включають у ланцюг від'ємного зворотного зв'язку більший опір, і коефіцієнт посилення зростає. Цей процес продовжується доти, поки на виході підсилювача не з'явиться імпульс, відповідний чітко вираженому R-зубцю і перевищує величину опорної напруги  $U_0$  на вході компаратора.

Піковий детектор, включений в ланцюг від'ємного зворотного зв'язку послідовно з резистивною матрицею в пропонованому пристрої з програмованим підсилювачем, дозволяє зафіксувати максимальне значення сигналу в зубці R і, крім того, зробити корекцію форми

сигналу і ліквідувати залишкові спотворення сигналу через вплив перешкод і перехресних спотворень. Далі відновлений сигнал надходить на один з входів компаратора 13, де порівнюється з опорною напругою  $U_0$  (джерело опорної напруги не показано), що подається на другий вхід компаратора. Вхід компаратора 13 з'єднаний із входом одновібратора 14.

Одновібратор формує сигнал за часом фіксованою тривалості, а за рівнем рівний логічній одиниці. Цей сигнал подається на вхід блоку обробки кардіоритму. Мікропроцесор 15 блока обробки кардіоритму працює за програмою, записаною в ПЗУ 18, контролює вхід заданої кількості інтервалів RR, наприклад 100, і виробляє вимірювання тривалості RR-інтервалів. При виконанні цього завдання використовуються стандартні процедури роботи мікропроцесора, наприклад організація програмного лічильника. При використанні в даному конкретному прикладі зазначені мікроконтролери або мікроЕОМ мають на кристалі два лічильники, один з яких встановлюється в режим лічильника, другий - в режим таймера. Перший лічильник підраховує імпульси, відповідні R зубцю, другий лічильник - кількість еталонних імпульсів, наприклад, в простому випадку, кількість машинних циклів.

15 Результати вимірювання надходять по шині BUS у відповідну комірку ОЗП при використанні окремого мікропроцесора або по внутрішній магистралі даних при використанні мікроконтролерів і мікроЕОМ. По закінченні вимірювання 100 RR-інтервалів мікропроцесор за програмою переходить до математичної обробки кардіоритму.

Всі обчислення проводяться за стандартними процедурами для чисел з плаваючою комою. Результати обчислень, які зберігаються в ОЗП 16 по мірі необхідності видаються на індикатор 19. Для оцінки вегетативної реактивності дані параметри розраховуються для пацієнта в положенні лежачи і стоячи. За конкретним значенням цих величин формуються медичні висновки.

25 ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Кардіоритмоаналізатор, що містить основний блок, в який входить підсилювач кардіосигналів, блок фільтрів, підсилювач із змінним коефіцієнтом підсилення, компаратор, одновібратор, блок обробки кардіоритму і блок індикації, введені попередні підсилювачі, розміщені безпосередньо на вимірювальних електродах, який **відрізняється** тим, що додатково містить блок додаткових відведень, який з'єднаний за допомогою універсального роз'єму з основним блоком.

