

КОМПЬЮТЕРНЫЙ РИТМОГРАФ**Введение**

В последние годы сформулирован новый подход к оценке функционального состояния (ФС) человека [4, 5], объединяющий представления о вегетативном гомеостазе и регуляторных системах и положение о том, что организм человека представляет собой ультрастабильную систему. Установлена связь статистических и спектральных характеристик сердечного ритма с определенным типом вегетативного гомеостаза (гомеокинеза) и физиологическими показателями, которые характеризуют функциональное состояние организма [6].

Важной задачей является определение интегральных показателей ФС, характеризующих состояние целого организма. Требованиям интегрального показателя ФС хорошо отвечают разные характеристики сердечного ритма (например, длительность R-R интервалов), отражающие управляющие влияния на сердечный пейсмекер со стороны нервных центров через метаболическую, сосудистую и центральную нервную системы [7 - 9].

Особый интерес представляют изменения показателей сердечного ритма, возникающие в условиях профессиональной деятельности, когда необходимо принимать оперативное решение о возможности дальнейшего выполнения человеком производственного задания, на основании анализа достаточно коротких записей кардиосигнала, при наличии большого количества помех и артефактов [1, 2, 7, 8].

Общими недостатками существующих приборов для оценки ФС организма по динамике R-R интервалов является то, что они строятся, как правило, на основе многоэлектродных кардиографов (например, система «Кардиосенс» [10]), что создает неудобства при решении эргономических задач, либо в них используются оптические датчики пульса – пальцевая плетизмография (система «Микрос 2000» [3]). Запись плетизмограммы не имеет четко выраженных ритмичных пиков, соответствующих каждому сокращению сердца, а также на таких записях встречается большое количество артефактов, поэтому снижается точность определения динамики R-R интервалов.

Таким образом, актуальной задачей является разработка новых методов съема, передачи и обработки информации, характеризующей состояние сердечного ритма, поскольку его изменение отражает реакцию организма на любые воздействия внешней среды, и портативных устройств для их реализации.

Цель работы является разработка компьютерного ритмографа и алгоритма обработки кардиосигнала.

Техническая реализация и принцип действия ритмографа

На рис. 1 приведена функциональная схема разработанного нами ритмографа, позволяющего регистрировать электрокардиограмму (ЭКГ), фильтровать и передавать данные в ПК.

Сигнал от электродов поступает на дифференциальные входы инструментального усилителя, обладающего высоким входным сопротивлением (порядка 10 МОм). Задача этого усилителя – предварительное усиление сигнала и согласование сопротивлений. Далее сигнал поступает на кардиофильтр, который включает в себя последовательно соединенные режекторный фильтр (РФ), фильтр нижних частот (ФНЧ) и фильтр высоких частот (ФВЧ). РФ служит для подавления наводки от сети электропитания, ФВЧ – для отсеки постоянной составляющей биопотенциалов человека, ФНЧ – для подавления высокочастотных помех. Установка РФ вызвана тем, что для двухэлектродной ЭКГ наводка от сети не является синфазной помехой, в отличие от трехэлектродной, следовательно, высокий коэффициент подавления синфазной помехи инструментального усилителя в этом случае бесполезен.

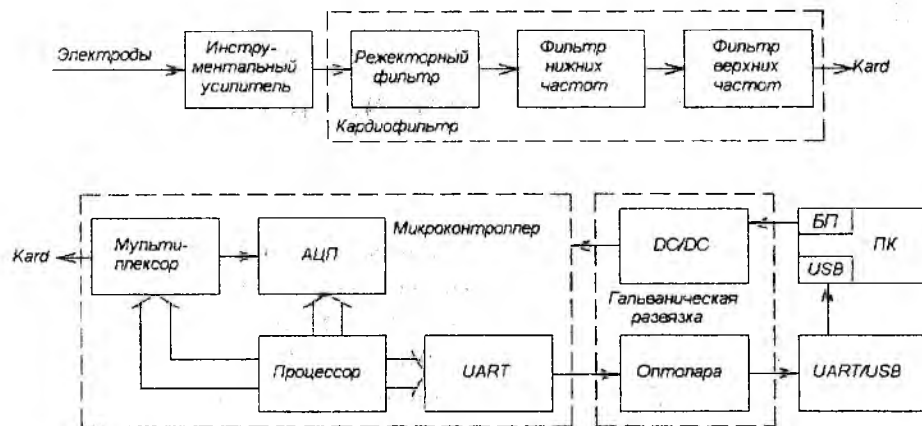


Рис. 1

С выхода кардиофильтра сигнал поступает на вход мультиплексированного аналого-цифрового преобразователя (АЦП) встроенного в микроконтроллер (МК). Процессор МК преобразует данные поступающие АЦП в пакеты данных, которые передаются далее в ПК посредством универсального асинхронного приемо-передатчика (UART). Между ПК и устройством установлена гальваническая развязка, состоящая из оптопары (развязка по шине данных) и преобразователя питания (DC/DC преобразователь) (развязка по питанию). Для соединения USB порта ПК с устройством предусмотрен мост UART/USB.

Полоса пропускания ФНЧ определялась исходя из средней активной ширины спектра кардиограммы (27 Гц). Для минимизации искажений вносимых фильтром был использован ФНЧ Баттерворта второго порядка, т.к. он имеет максимально плоскую АЧХ и умеренную фазовую нелинейность. В качестве ФВЧ использовался фильтр второго порядка с полосой среза равной 0,7 Гц.

На рис. 2 представлен фрагмент кардиосигнала здорового человека, на котором обозначены информативные показатели, исследование которых позволяет оценить ФС.

С целью оценки искажений, вносимых фильтром, было проведено сравнение показателей эталонного сигнала, поступающего на вход кардиофильтра, с показателями сигнала на его выходе. Результат сравнения представлены на рис. 3. Очевидно, что выходной сигнал отстает от входного. В табл. 1 представлены ошибки, вносимые фильтром в значения исследуемых показателей.

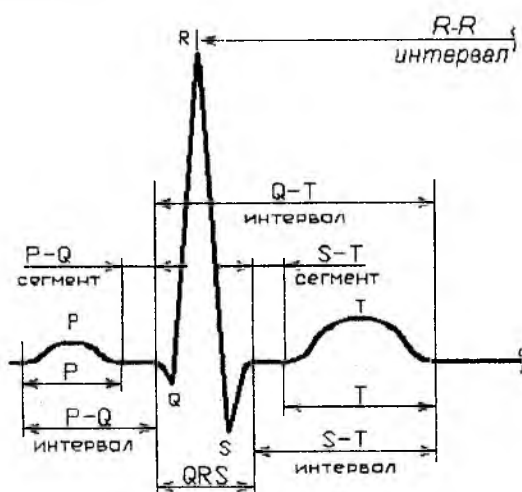


Рис. 2

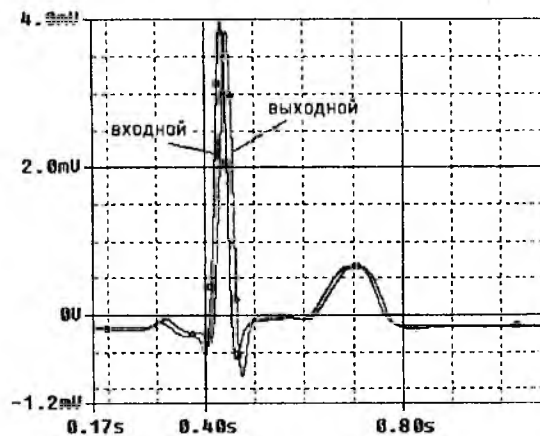


Рис. 3

Таблица 1

Показатель	Сигнал на входе	Сигнал на выходе	Ошибка, %
P (амплитуда), мкВ	186	178	4,3
R (амплитуда), мкВ	4,25	3,81	10,3
T (амплитуда), мкВ	966	894	7,4
P (ширина), мс	98	92	6,1
T (ширина), мс	220	205	6,8
PQ (интервал)	133	132	0,7
QRS (интервал), мс	62	67	8,1
QT (интервал), мс	342	329	3,8
R-R (интервал), с	1,25	1,25	0

Среднее значение ошибки амплитудных показателей составляет 7,3 %, временных показателей - 4,3%, это означает, что фильтр вносит умеренные искажения в форму сигнала. R-R интервал, который является входной величиной для ритмографа, передается без искажений.

Дальнейшая обработка информации осуществляется цифровыми методами с помощью разработанной нами оригинальной программы. Основная задача этой программы заключается в поиске R зубцов (выделение QRS комплексов).

Методика определения R-R интервалов

Задачу выделения QRS комплексов решают разнообразными методами с различной степенью успеха [11]. Существуют методы выделения QRS комплексов во временной области по совокупности признаков наиболее точно характеризующих искомым образ (например, амплитуда и длительность R зубца, скорость нарастания и спада фронта) [11]. Но поскольку форма QRS комплексов многообразна, возникают сложности с выбором и описанием признаков. Поэтому больше распространены методы, основанные на косвенном поиске QRS комплексов [11]. В этом случае сигнал ЭКГ преобразуется линейными и нелинейными методами таким образом, чтобы экстремумы полученной функции указывали на те интервалы времени, в которых вероятней всего расположен QRS комплекс. Далее в найденном интервале осуществляется поиск экстремума, который должен соответствовать R зубцу. Вследствие большей универсальности, будем использовать метод, основанный на косвенном выделении QRS комплексов.

Для иллюстрации работы разрабатываемого алгоритма будем использовать сигнал представленный дискретными значениями $y[k]$, $k = 1, \dots, K$, (где K - общее количество выборок), являющейся записью реальной ЭКГ длительностью 2 мин (на всех рисунках будет отображаться отрывок длительностью 10 с). На рис. 4 отображена исходная ЭКГ.

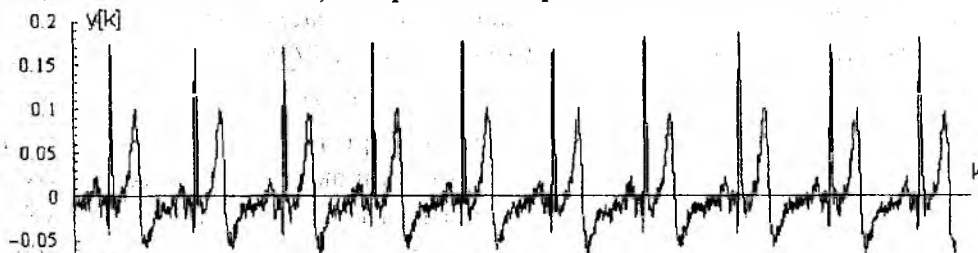


Рис. 4

Перейдем от исходной последовательности наблюдений $y[k]$ к последовательности величин $y_f[k]$:

$$y_f[k] = y[k] - \frac{1}{2 \cdot W} \sum_{i=-W}^W y[k-i], \quad k = W, \dots, K - W, \quad (1)$$

где $W = 20$ - ширина окна скользящего сглаживания.

Такой прием позволяет выделить те компоненты сигнала, длительность которых соизмерима с шириной окна (рис. 5). Продолжительность QRS комплекса существенно меньше продолжительности зубцов Р и Т, и если задаться шириной окна равной продолжительности QRS комплекса, то после такого преобразования фрагменты соответствующие R зубцам станут преобладать на фоне других.

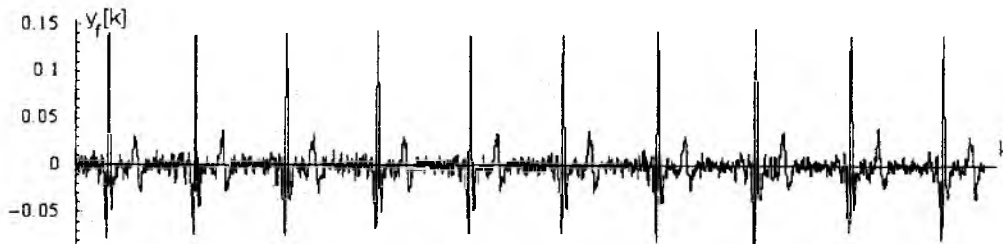


Рис. 5

Далее выполним квадратичное преобразование полученной последовательности, результат которого показан на рис. 6. Такое нелинейное преобразование необходимо для того, чтобы усилить контраст искомым фрагментам.

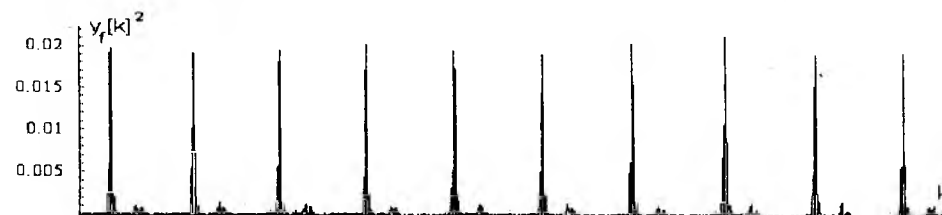


Рис. 6

Последовательность $y_f^2(k)$, $k = 1, \dots, K - 2W$ имеет четко выраженные экстремумы, временное появление которых соответствует R зубцам на ЭКГ.

Далее необходимо найти такие номера точек $k = k_{QRSi}$, в которых последовательность $y_f^2(k)$ превышает некоторое пороговое значение:

$$y_f^2[k] \geq \rho, \quad k = W, \dots, K - W, \quad (2)$$

Но перед этим необходимо найти значение порога ρ . Такую задачу можно решить следующим образом: задаться перечнем допустимых значений порога ρ , далее, последовательно подставляя значения ρ в условие (2), найти такие ρ , для которых число найденных QRS комплексов либо совпадает, либо имеет наименьшее расхождение. На рис. 7 представлен график зависимости числа найденных QRS комплексов $\#QRS$ от значения порога.

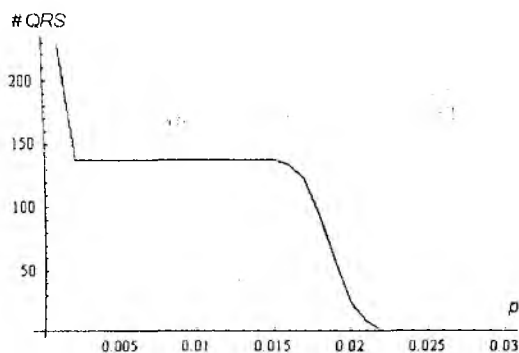


Рис. 7

В данном случае порог ρ может иметь широкий диапазон значений, при которых число найденных QRS комплексов одинаково. Но также необходимо задаться допустимым значением $\#QRS$, т.к. при $\rho = 0,022 \dots 0,03$ число найденных QRS комплексов тоже одинаково и равно недопустимому значению $\#QRS = 0$. Допустимые значения $\#QRS$ выбираются исходя из заданных граничных значений ЧСС.

На рис. 8 показано рабочее окно разработанной программы. В верхней части окна представлена запись ЭКГ с выделенными R зубцами, а в нижней части – ритмограмма, полученная в результате дифференцирования последовательности $R_{\max}[i]$. Полученная последовательность является входной величиной для алгоритмов определения показателей variability сердечного ритма ВСР [3].

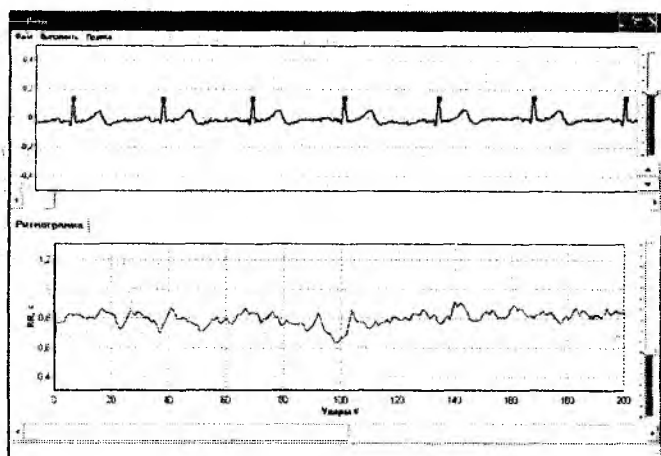


Рис. 8

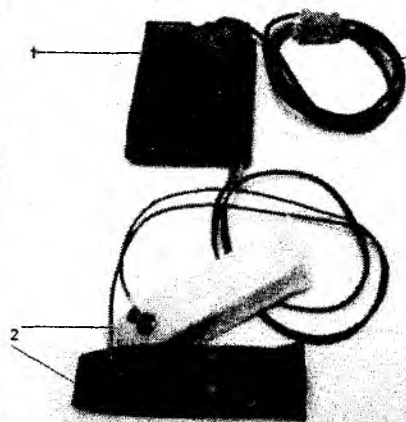


Рис. 9

На рис. 9 представлена фотография макета разработанного ритмографа, который состоит: 1 – приставки к ПК, 2 – электродов, 3 – соединительного кабеля с ПК.

Заключение

Разработанный компьютерный ритмограф позволяет осуществить съем, фильтрацию, передачу и обработку кардиосигнала. Оригинальный алгоритм обработки кардиосигнала позволяет выделять R-R интервалы, по которым возможно определять показатели variability сердечного ритма, характеризующие ФС человека в динамике профессиональной деятельности.

Ритмограф может быть использован при проведении психофизиологической экспертизы, профессионального отбора, для оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека.

Список литературы: 1. Анализ сердечного ритма / Под ред. Д. Жемайтите, Л. Тельксниса. – Вильнюс : Мокслас, 1982. 130 с. 2. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецькин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М.: Наука, 1984. – 221 с. 3. Вариабельність серцевого ритму: Стандарти вимірювання, фізіологічної інтерпретації та клінічного використання / Пер. з англ. Львів, 2002. 70 с. 4. Ильин В.Н. Применение теории ультрастабильных систем для оценки функционального состояния организма человека // УСиМ. 2000. N1. С.14–19. 5. Ильин В.М. Особенности адаптации организма людини до гіпербарії залежно від типу вегетативного гомеостазу: Автореф. дис. ... д-ра біол. наук: 03.00.13 / Инст. фізіології ім. О.О. Богомольця. Київ, 2000. 32 с. 6. Ильин В.М., Кальниш В.В., Курданов Х.А. Структурно-лінгвістичний підхід до оцінки функціонального стану організму людини // Доп. НАНУ. 2001. № 6. С.185–189. 7. Сапова Н.И. Ритмокардиография как один из методов, позволяющий оценивать функциональные резервы организма // Мат. Всесоюз. конференции “Функциональные резервы и адаптация”. Киев, 1990. С.105-106. 8. Conny M. A., Louis A. A., Kollee, al. Heart Rate Variability (REVIEW) // Annals of Internal Medicine. 1993. v.118. p.436-447. 9. Heart Rate Variability. Standards of measurements, physiological interpretation, and clinical use / Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology // Circulation. 1996. Vol. 93. P. 1043-1065. 10. <http://www.xai-medica.com/cardiosens+> 11. Wan H., Cammarota J.P., Akin A., and others, “Comparison of QRS peak detection algorithms in extracting HRV signal”, Proceedings – 19th International Conference // IEEE/ EMBS Oct. 30 Nov. 2. 1997 Chicago, IL, USA.

Харьковский национальный
университет радиоэлектроники

Поступила в редколлегию 28.01.2010