

СИСТЕМА МОНИТОРИРОВАНИЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ РИТМА СЕРДЦА

© 2002 Л. И. Калакутский, В. Н. Конюхов

Самарский государственный аэрокосмический университет

Для оценки функционального состояния человека предложены диагностические показатели, определяемые по результатам математического анализа хронотропной структуры сердечного ритма и основанные на оценке активности процессов регуляции в вегетативной нервной системе. Аппаратура системы изготовлена в виде отдельного блока, подключаемого к ПЭВМ через последовательный интерфейс. В качестве датчика физиологической информации используется фотоплетизмографический преобразователь периферических артериальных пульсаций. Разработанная система мониторинга позволяет вести оценку состояния человека в реальном масштабе времени в условиях действия помех физической и физиологической природы и может быть использована в научных исследованиях в области психофизиологии для оценки функционального состояния.

Современные методы оценки функционального состояния человека в научных исследованиях в области психофизиологии основываются на определении интегральных физиологических показателей организма. Подобные показатели позволяют в режиме реального времени комплексно оценить реакцию организма на действие возмущающих факторов среды. Существуют различные подходы к формированию интегральных показателей состояния организма человека, в частности, основанные на анализе активности процессов регуляции в вегетативной нервной системе.

Данные показатели могут быть определены по результатам математического анализа хронотропной структуры сердечного ритма, выявляющего вариабельность временных параметров ритма сердца относительно их средних значений. Изменение вариабельности отражает процессы активации отделов вегетативной нервной системы и позволяет судить о выраженности адаптационных реакций организма на воздействие факторов среды.

Использование для оценки состояния организма методик анализа параметров сердечного ритма обусловлено тем, что сердечно-сосудистая система, участвуя в формировании множества функциональных систем организма, оперативно реагирует на действие внешних и внутренних раздражителей. Кроме того, в практике известны способы точной регистрации временных параметров деятельности сердечно-сосудистой системы, в

частности, межсистолических интервалов – кардиоинтервалов (КИ) с помощью электрокардиографических, реографических, фотоплетизмографических и других методик.

Структура временного ряда КИ формируется под влиянием основных регуляторных процессов организма и содержит информацию об уровнях активности основных регуляторов и, как следствие, функциональном состоянии человека. Для количественной оценки функционального состояния предложен целый ряд показателей, характеризующих временной ряд КИ. В частности, в [1] исследовалась связь среднеарифметического значения длительностей КИ и коэффициента вариации КИ от скорости обработки информации оператором. Показано, что при увеличении скорости обработки до некоторого предела оба этих показателя уменьшаются. После достижения определенного значения и дальнейшего увеличения скорости обработки наблюдается рост обоих показателей. Причем среднеарифметическое значение достигает своего первоначального уровня в отличие от коэффициента вариации, что может говорить о различных физиологических механизмах, лежащих в основе формирования этих показателей.

В работе [2] использовались показатели изменчивости сердечного ритма для оценки эмоционально напряженной деятельности подростков. Установлено, что увеличение эмоциональной напряженности тесно связано с предложенными авторами показателями вариабельности ритма сердца.

Приведенные примеры показывают принципиальную возможность оценки функционального состояния человека путем анализа временных рядов КИ. При этом очевидно, что различные диагностические показатели, полученные путем математического анализа вариабельности ритма сердца, будут иметь различную информативность. Данные, приведенные в [1], показывают, например, что среднеарифметическое временного ряда КИ не отражает роста затрат организма после некоторого критического уровня скорости обработки информации оператором, а коэффициент вариации в определенной мере может служить индикатором функционального состояния человека.

Вариабельность сердечного ритма (ВСР) может быть оценена различными методами. Можно выделить три основные группы методов оценки ВСР: методы оценки во временной области, методы оценки в частотной области и методы оценки, основанные на использовании представлений нелинейной динамики и теории хаоса.

Методы оценки ВСР во временной области являются наиболее простыми. В этих методах в качестве исходных данных выбирают значения последовательно зарегистрированных длительностей КИ.

Полученный временной ряд КИ является исходным для формирования оценок ВСР.

Оценки во временной области ВСР по полученному ряду КИ могут быть построены с использованием статистических и геометрических методов.

Статистические показатели можно разделить на две группы:

- показатели, полученные при обработке прямых измерений мгновенных значений КИ;

- показатели, вычисленные на основе разницы между соседними значениями КИ.

Эти показатели могут вычисляться за все время наблюдения или за какие-то определенные промежутки в течение периода записи, что позволяет сравнивать ВСР для различных функциональных состояний.

Наиболее часто на практике используются следующие статистические показатели:

- среднее значение КИ;
- стандартное отклонение КИ - ($SDNN$);
- $SDANN$ - стандартное отклонение средних КИ, вычисленных за короткие промежутки времени (обычно пятиминутные), которое определяется как

$$SDANN = std(\{mRR(i)\}), \quad (1)$$

$$mRR(i) = \frac{\sum_{t=t_0}^{t_0+5\min} RR(t)}{N_{RR5}(i)}, \quad (2)$$

где RR - длительность КИ, std - стандартное отклонение, $N_{RR5}(i)$ - число КИ за i -ый пятиминутный период;

- $RMSSD$ - квадратный корень средних квадратов разницы между смежными КИ:

$$RMSSD = \sqrt{\sum_i [RR(i) - RR(i-1)]^2 - ave\{RR(i) - RR(i-1)\}}, \quad (3)$$

где ave означает усреднение по времени;

- $NN50$ - количество случаев, в которых разница между длительностью последовательных КИ превышает 50 мсек:

$$(4)$$

- $pNN50$ - пропорция интервалов между смежными КИ, превосходящих 50 мсек, к общему количеству КИ в записи

$$pNN50 = 100 \cdot \frac{\sum NN50}{N_{RR}}. \quad (5)$$

Геометрические методы основаны на преобразовании последовательности КИ интервалов в геометрическую структуру, такую как гистограмма, скатерограмма, распределение плотности длительностей КИ, распределение плотности разницы между смежными КИ и т. д.

Основными числовыми характеристиками, определяемыми по гистограмме, являются: мода (M_0) - наиболее часто встречаю-

щиеся значения КИ, которые соответствуют наиболее вероятному для данного периода времени уровню функционирования систем регуляции. В стационарном режиме M_0 мало отличается от математического ожидания. Их различие может быть мерой нестационарности и коррелирует с коэффициентом асимметрии; амплитуда моды (AM_0) - доля КИ, соответствующее значению моды; вариационный размах (ΔX) - разность между длительностью наибольшего и наименьшего КИ.

В качестве комплексных показателей, определяемых по гистограмме, наиболее часто используются:

- индекс напряженности Р. М. Баевского [3], который вычисляется по формуле

$$ИНБ = \frac{AM_0}{2 \cdot M_0 \cdot \Delta X}; \quad (6)$$

- триангулярный индекс.

Кроме перечисленных предложены другие комплексные показатели, обладающие рядом полезных свойств. Так в [4] предложены показатели активности симпатического (ИПАС) и парасимпатического (ИПАП) отделов ВНС.

ИПАС вычисляется как отношение амплитуды моды, умноженной на четыре, к вариационному размаху, вычисленному на уровне 20% от амплитуды моды:

$$ИПАС = \frac{4 \cdot AM_0}{\Delta_{20\%} X}. \quad (7)$$

Данный показатель схож по смыслу с ИНБ, но отличается большей помехоустойчивостью, так как влияние аномальных КИ, вызванных ошибками измерений, значительно уменьшено за счет введения порога определения вариационного размаха. Кроме того, вычисление ИПАС не требует в отличие от триангулярного индекса реконструкции по гистограмме плотности распределения КИ.

Вычисление ИПАП производится посредством суммирования модулей разностей значений i -го разряда исходной и преобразованной гистограмм. Преобразование гистограммы происходит следующим образом. Раз-

ряды исходной гистограммы, находящиеся слева от моды, располагаются в преобразованной гистограмме по убыванию влево от моды, т. е. разряд, занимаемый максимальным после моды значением, будет $i - 1$. Аналогично преобразуется часть исходной гистограммы справа от моды.

ИПАП в большей степени зависит от активности парасимпатического отдела ВНС, чем от симпатического, что позволяет путем совместной оценки ИПАС и ИПАП расширить круг диагностируемых функциональных состояний. Например, при одновременном усилении активности симпатического и парасимпатического отделов ИПАС может не измениться, в то время как ИПАП претерпит изменения.

Главное преимущество геометрических методов заключается в их относительной нечувствительности к аналитическому качеству ряда КИ [5].

При анализе ВСР в частотной области в основном используются различные спектральные методы [6]. Анализ спектральной плотности мощности дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты колебаний. В спектре, полученном при анализе коротких записей (от 2 до 5 минут), различают три главных спектральных компонента: очень низких частот (ОНЧ или VLF), низких частот (НЧ или LF) и высоких частот (ВЧ или HF). Распределение мощности в данных областях сопоставляется с выраженностью состояния. Для проведения достоверной спектральной оценки анализируемый сигнал должен удовлетворять некоторым требованиям, любое отклонение от которых может привести к получению невоспроизводимых и плохо объяснимых результатов. Необходимо, например, правильно выбирать частоту дискретизации исходного физиологического сигнала (электрокардиограммы, фотоплетизмограммы и т. д.).

Кроме того, на результаты спектрального анализа могут влиять алгоритмы обработки сигнала такие, например, как алгоритмы устранения дрейфа нулевого уровня, фильтрации и т. д. Экстрасистолы и другие аритмии, дефекты записи, ее зашумленность могут вносить существенные изменения в оцен-

ку спектральной плотности мощности вариабельности сердечного ритма.

В последние два десятилетия развитие методов анализа нелинейных систем сопровождалось попытками приложения этих методов к анализу реальных систем, в том числе к анализу ВСР. Предполагалось, что анализ ВСР, базирующийся на методах нелинейной динамики, может предоставить важную информацию для физиологической интерпретации вариабельности и оценки функционального состояния. Параметры, которые применялись для описания нелинейных свойств вариабельности, включают масштабирование спектра Фурье на $1/f$ [7], кластерный спектральный анализ. Для представления результатов использовались: сечение Пуанкаре, графики аттрактора на малом числе измерений, сингулярное разложение и аттракторные траектории. Для количественного описания применялись корреляционные размерности, максимальная экспонента Ляпунова и энтропия Колмогорова [7].

Хотя в принципе эти методы показали себя мощными средствами исследования различных комплексных систем, с их помощью не удалось получить существенных результатов при обработке биологических и медицинских данных, в том числе при анализе ВСР.

Выбор диагностических показателей, адекватно отражающих функциональное состояние для различных видов деятельности, следует проводить с учетом возможности технической реализации алгоритмов вычисления. Причем выбранные показатели должны вычисляться в реальном масштабе времени и обладать достаточной помехоустойчивостью при действии помех физической и физиологической природы.

Проведенный анализ существующих методов оценки ВСР показал, что при значительном увеличении сложности методы анализа в частотной области и нелинейные методы не дают существенного выигрыша в достоверности по сравнению с методами во временной области. В связи с этим для исследования психофизиологического статуса человека целесообразно использовать систему диагностических показателей, включаю-

щих в себя интегральный показатель активности симпатического отдела вегетативной нервной системы (ИПАС) и интегральный показатель активности парасимпатического отдела вегетативной нервной системы (ИПАП).

С учетом проведенного анализа диагностических показателей и технических требований, предъявляемых к системам мониторинга физиологических параметров организма, были разработаны структурная и принципиальная схемы аппаратной части системы, программное обеспечение, изготовлены экспериментальный и опытный образцы.

Аппаратура системы изготовлена в виде отдельного блока, подключаемого к ПЭВМ через последовательный интерфейс RS-232 (COM порт) и имеющего независимое питание. Устройство (рис. 1) включает в себя следующие основные блоки: фотоплетизмографический датчик (VD1, VD2), усилитель сигнала датчика (A1), задающий кварцевый генератор на логических элементах (G), синхронный детектор на аналоговом компараторе (MUX), усилитель протектированного сигнала (A2), полосовой фильтр, дифференцирующий усилитель–ограничитель, триггер Шмидта (TS), микроконтроллер со встроенной флеш-памятью (CPU), АЦП, преобразователь уровней логических сигналов последовательного порта (ПУ) и блок питания.

Устройство функционирует следующим образом. При включении питания происходит сброс микроконтроллера. Затем микроконтроллер начинает выполнять программу, записанную во встроенной флеш-памяти. Сначала обнуляется внутренняя оперативная память. Затем запускаются внутренние таймеры-счетчики микроконтроллера. Один из них синхронизирует работу последовательного порта, задавая скорость обмена 9600 бод, другой обеспечивает тактирование АЦП и измерение длительности КИ. Далее микроконтроллер переводится в «спящий режим» с низким энергопотреблением и выходит из него только при поступлении команды с ПЭВМ. На этом инициализация завершена.

При команде «включить измерение КИ» микроконтроллер разрешает работу генера-

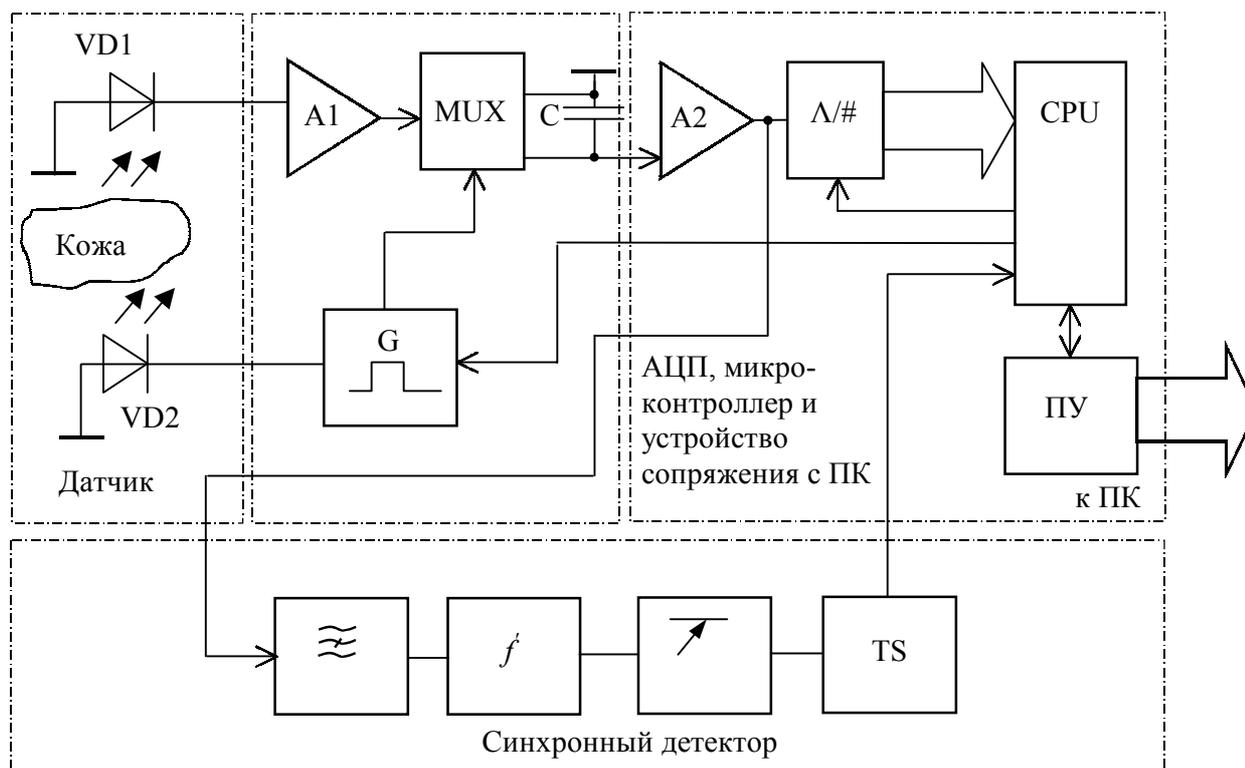


Рис. 1. Функциональная схема аппаратуры

тора и прерывания от детектора КИ. Последовательность импульсов с генератора поступает через транзисторный ключ на датчик, зажигая светодиод. Отраженный от объекта свет попадает на фотодиод. Сигнал с фотодиода усиливается (A1) и поступает на аналоговый компаратор (MUX), переключение которого осуществляется той же импульсной последовательностью через двоичный счетчик синхронно с генерируемыми импульсами. Таким образом, на выходе компаратора выделяется сигнал, пропорциональный изменению отраженного от объекта света. Этот сигнал поступает на вход усилителя напряжения, выполненного на трех операционных усилителях (A2). Потом осуществляется его фильтрация полосовым фильтром, настроенным на частоту 6-7 Гц.

В результате фильтрации увеличивается крутизна фронта пульсовой волны. Дифференцирующий усилитель-ограничитель формирует короткие импульсы по фронту пульсовой волны. Эти импульсы подаются на триггер Шмидта, который формирует прерывание микроконтроллера. По этому прерыванию останавливается таймер и фиксируется его значение. Полученные данные передают-

ся через последовательный порт микроконтроллера. Сначала передается стробирующий байт, по которому программное обеспечение начинает прием информации, затем передаются 2 байта, содержащие информацию о длительности КИ. С выхода последовательного порта микроконтроллера сигналы, проходя через преобразователь уровней, подаются на последовательный порт компьютера. После завершения передачи микроконтроллер обнуляет таймер и снова ожидает прихода прерывания от детектора КИ. В случае прихода по последовательному интерфейсу от ПЭВМ команды выключения активного режима микроконтроллер запрещает прерывания от детектора КИ, возвращается в режим с низким энергопотреблением и запрещает работу генератора.

В режиме ввода фотоплетизмограммы прерывания от детектора запрещены, однако разрешены прерывания от АЦП. Таймер-счетчик теперь используется для формирования импульсной последовательности с частотой следования 250 Гц. Эти импульсы тактируют АЦП. Так же, как и в режиме измерения, запускается задающий генератор синхронного детектора. Сигнал на АЦП поступа-

ет сразу после второго усилителя, минуя детектор КИ. Таким образом, на АЦП поступает сигнал датчика. АЦП преобразует аналоговый сигнал в 8-разрядный цифровой код в течение 30 микросекунд. Сразу же формируется сигнал готовности данных, который управляет вторым прерыванием микроконтроллера. По получению этого прерывания микроконтроллер считывает байт данных с АЦП и передает его по последовательному интерфейсу. Выбранная скорость работы последовательного интерфейса и частота дискретизации АЦП позволяют обрабатывать сигнал средствами программного обеспечения на ПЭВМ в реальном масштабе времени. Следует отметить, что отключение задающего генератора в дежурном режиме увеличивает срок службы датчика, так как излучающий светодиод в датчике также отключается.

Разработанные алгоритмы программного обеспечения включают в себя фильтрацию данных, определение параметров выборки гистограммы, расчет диагностических показателей, графическое отображение результатов, формирование базы данных.

При наложении датчика на тело пациента, а также во время проведения исследования возможны помехи, обусловленные различными причинами, например, неудачным выбором области крепления датчика. Для выделения сигнала на фоне различных помех применяется алгоритм фильтрации с двумя режимами: полной и частичной.

При отключенной опции «Фильтрация» действует только первичная медианная и пороговая фильтрация.

Медианный фильтр обеспечивает отображение достоверного значения длительности КИ и является начальным критерием рекурсивной фильтрации. Медианная фильтрация осуществляется по семи отсчетам.

Пороговая фильтрация основана на следующих предположениях:

- значение частоты сердечных сокращений не превышает 300 уд/мин, что соответствует длительности КИ 200 мс;

- при анализе сердечного ритма в операторской деятельности минимальное значение ЧСС не опускается ниже 30 уд/мин, что соответствует длительности КИ 2 с.

Рекурсивная фильтрация основывается на выборе приоритета одного из двух массивов семи отсчетов, принцип формирования которых сводится к сопоставлению длительности текущего пульсового интервала с медианой «включенного» массива.

Такой вид фильтрации предусматривает работу системы в случае быстрого изменения частоты сердечных сокращений, обусловленного воздействием внешних раздражителей или назначением пробы, а также фильтрацию помех, обусловленных артефактами движений.

Система предусматривает следующие режимы просмотра данных:

- ритмограмма;
- гистограмма;
- показатели активности вегетативной нервной системы ИПАС и ИПАП («СИМ» и «ПАР»);
- индекс Р. М. Баевского.

Для всех четырех режимов отображается значение длительности текущего отсчета, номер текущего отсчета; отображение параметров гистограммы - моды, амплитуды моды, разброса, минимального и максимального значений длительности КИ - осуществляется с N -го отсчета со сдвигом на n отсчет. Параметры выборки (N - объем и n - шаг) устанавливаются через соответствующий пункт меню перед началом исследования (по умолчанию $N = 100$, $n = 1$).

Во время процедуры измерений возможна установка следующих параметров:

- отображения ЧСС соответственно текущему значению КИ или усреднение этого параметра по пяти предыдущим значениям;
- установка фиксированного масштаба по вертикальной оси или разрешение автоматического выбора масштаба;
- установка метки путем нажатия соответствующей кнопки.

Графическое представление режима отображения диагностических показателей представлено на рисунке 2.

Проведенный анализ диагностических показателей variability ритма сердца с точки зрения их эффективности при оценке функционального состояния позволил выбрать набор интегральных показателей, позво-



Рис. 2. Режим «Тренды показателей активности вегетативной нервной системы СИМ и ПАР»

ляющих в режиме реального времени проводить оценку психофизиологического статуса человека.

Построение системы мониторингирования на базе типового персонального компьютера дало возможность существенно снизить затраты на аппаратную часть, а также значительно расширить область применения системы за счет возможности относительно простой адаптации программного обеспечения под конкретные задачи исследования.

Список литературы

1. Макаренко Н. В. Психофизиологические функции человека и операторский труд. Киев: Наукова думка. 1991. 216 с.
2. Коган А. Б., Владимирский Б. М. Функциональное состояние человека-оператора: Оценка и прогноз. Л.: Наука. 1988. 212 с.
3. Баевский Р. М., Кирилов О. И., Клец-

кин С. В. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М.: Наука. 1984. 219 с.

4. А.С. 1731164 СССР, МКИ А61В5/02. Способ диагностики активности парасимпатического отдела вегетативной нервной системы. Э. С. Манелис, Л. И. Калакутский. Заявл. 12.09.89. Опубл. 30.05.92. ОИТЗ. 1992. № 17.

5. Калакутский Л. И., Конюхов В. Н., Молчков Е. В. Аппаратно-программные средства анализа ритма сердца // Проблемы информатики. Всесоюз. НТК. Москва, 1991. С. 112, 113.

6. Kay SM, Marple, SL. Spectrum analysis: A modern perspective Proc IEEE 1981; 69: P. 1380-1419.

7. Furlan R., Guzzetti S., Crivellaro W. et al. Continuous 24-hour assessment of the neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects. Circulation 1990; 81: P. 537-47.

MONITORING SYSTEM OF HEART RATE INDECES

© 2002 L. I. Kalakoutski, V. N. Konukhov

Samara State Aerospace University

Diagnostic indeces were suggested for estimation of human state. These indeces hare based on heart rate variability analysis and its reflect of vegetative nerves system activity. Monitoring system for proposed indeciones computation in real time was developed. It consists of measuring block which is connected to personal computer in RS232C standard and optical sensor for distal pulse registration. The developed system may be used in psychophysiology and scientific investigation for human state estimate.