

тупна к применению в любых хирургических стационарах.

### ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПАСНЫХ ДЛЯ ЖИЗНИ АРИТМИЙ СЕРДЦА

Щербакова Т.Ф., Седов С.С., Коробков А.А.,  
Култынов Ю.И., Валиуллин А.И.

*Казанский государственный технический  
университет им А. Н. Туполева,  
Казань*

Анализ аритмий сердца - весьма актуальная задача в современной кардиологии, т.к. ее решение позволяет, во-первых, определять вид аритмий, в том числе и опасных для жизни, а значит и принимать меры к их устранению; во-вторых, бурный рост возможностей компьютерной техники в последнее время позволяет реализовать анализ аритмий без принципиальных трудностей даже при обработке больших массивов данных в режиме реального времени. Наибольший интерес в этой области представляют системы, позволяющие в автоматическом режиме анализировать QRS комплексы и определять тип аритмии. Применение данной системы в условиях работы врачей общей практики позволит существенно повысить достоверность оперативности постановки диагноза. Основной задачей при разработки системы является создание алгоритма принятия решения о наличии того или иного вида аритмии в измеряемом кардиосигнале.

Алгоритм анализа аритмий предусматривает решение двух задач: классификации комплексов QRS по форме и вычисления RR интервалов по нескольким (4-6) пикам R. Далее результаты решения этих задач подставляются в логические формулы по которым определяется вид конкретной аритмии. При определении класса формы комплекса QRS важно решить, является ли данный комплекс нормальным или же патологическим.

Для этого мы использовали исходные описания комплексов QRS, в виде массивов отсчетов данных. При этом каждый анализируемый комплекс QRS сравнивался с несколькими эталонными комплексами, каждый из которых представлял собой отдельный класс и задавался в виде модели комплекса QRS определенной формы. Критерием для сравнения текущего и эталонного комплексов QRS был коэффициент взаимной корреляции. Этот параметр позволяет достичь высокого качества классификации комплексов QRS. Текущий и эталонный комплексы совмещались при сравнении друг с другом по вершине пика R. Пусть число различных классов не превышает N. Для каждого текущего комплекса QRS вычисляется N расстояний  $d_i$  между ним и эталонами всех классов:

$$d_i = \sum_{j=1}^m (U_{i,j} - U_{j,тек})^2; \quad i = \overline{1, N}, \quad (1)$$

где  $i$  - номер класса;  $m$  - число отсчетов комплекса QRS;  $U_{i,j}$  - текущий отсчет эталона  $i$ -го класса;  $U_{j,тек}$  - текущий отсчет анализируемого комплекса QRS.

Отнесение комплекса QRS к какому-либо классу в простейшем случае можно проводить по минимуму  $d_i$ . Также сами эталоны динамически обновля-

лись по мере поступления текущих комплексов QRS. Например, если какой-либо комплекс QRS отнесен к данному эталону, то производилось усреднение эталона с данным комплексом по всему массиву отсчетов:

$$U_{j,эм} = (U_{j,эм} + U_{j,тек}) / 2; \quad j = \overline{1, m} \quad (2)$$

Для сокращения вычислений стирались эталоны тех классов, к которым не было отнесено ни одного комплекса QRS за определенный промежуток времени, например, минуту.

После классификации по найденным ранее вершинам пиков R вычисляются интервалы RR -  $T_{RRi}$ . Далее вычисляется величина  $g$ , которая является отношением текущего RR интервала к последующему [1]:

$$g = \frac{T_{RRi}}{T_{RRi+1}} \quad (3)$$

Затем величина  $g$  разбивается на пять уровней ( $Z$  - номер уровня) в соответствии с правилом [1]:

$Z=1$  если  $g_i > 1,2$ ;

$Z=2$  если  $1,2 > g_i \geq 1,1$ ;

$Z=3$  если  $1,1 > g_i \geq 0,9$ ;

$Z=4$  если  $0,9 > g_i \geq 0,8$ ;

$Z=5$  если  $0,8 > g_i$ .

Далее значения  $M$  и  $Z$  подставляются в логические формулы [1], по которым определяется вид аритмии.

Для уточнения имеющихся и разработки новых логических правил принятия решений, а также для создания эталонов QRS комплексов в норме и патологии использовались данные из литературы [2, 3]. При этом были проанализированы все описанные типы аритмий и построены таблицы, в которых отражены типы аритмий и их характерные признаки. На основе таблиц полученных разработаны логические правила принятия решения о наличии того или иного типа аритмии.

### СПИСОК ЛИТЕАТУРЫ

1. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. / Под ред. А.Л. Барановского, А. П. Немирко. -М.: Радио и связь, 1993 - 290 с.
2. Бала Ю. М., Никитин А. В., Фуки В. Б. Атлас практической электрокардиографии. - Воронеж: Изд-во ВГУ, 1983 г.
3. Струтынский А.В. Электрокардиограмма: анализ и интерпретация /Учебное пособие. - М.: Медпресс-информ, 2001.

### СИСТЕМЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ В УСЛОВИЯХ ЧРЕЗВЫЧАЙНЫХ СИТУАЦИЙ

Щербакова Т.Ф., Козлов С.В.,  
Можгинский В.Л., Култынов Ю.И. Валиуллин А.И.  
*Казанский государственный технический  
университет им. А. Н. Туполева*

Спасение человеческих жизней и минимизация ущерба для здоровья людей – самая важная задача из

решаемых при ликвидации последствий чрезвычайных ситуаций (аварий, катастроф техногенного и природного происхождения, террористических актов и др.). Для успешного её решения спасатели должны быть оснащены эффективными средствами контроля состояния жизненно важных органов и систем человека, в частности головного мозга и сердца. Одними из наиболее эффективных средств для этого являются системы анализа электроэнцефалографического и электрокардиосигнала.

Ввиду того, что обе указанные системы имеют много общего, их целесообразно объединить в комплекс. Разрабатываемая портативная комплексная система регистрации и анализа электрических сигналов сердца и мозга представляет собой универсальную систему, имеющую малые габариты, позволяющую осуществлять регистрацию электрокардиосигнала (ЭКС) по 12 стандартным отведениям и сигнала фоновой электрической активности головного мозга (ЭЭГ) по 2 каналам.

Система регистрации и анализа электрических сигналов сердца и мозга включает в себя миникомпьютер wincent Dot 320 4.0 и подсоединенное к нему устройство ввода и первичной обработки, которое в свою очередь состоит из предусилителя, АЦП, микроконтроллера, блока сопряжения.

Подключение миникомпьютера wincent Dot 320 4.0 и устройства ввода и первичной обработки осуществляется через интерфейс Compact Flash. Данное решение позволяет достаточно просто и эффективно реализовать сложные алгоритмы обработки сигналов на фоне шумов и помех, даёт возможность их доработки и адаптации к изменяющимся условиям, позволяет проводить оперативную диагностику и связь с использованием стандартных средств и одновременно обеспечивать требования к вводу биоэлектрических сигналов. При этом устройство ввода размещается в малогабаритном корпусе, образующем одно целое с миникомпьютером.

Устройство ввода и первичной обработки включает в себя предварительный усилитель с устройствами защиты, сигма-дельта ( $\Sigma-\Delta$ ) АЦП и микроконтроллер, управляющий работой устройства и производящий первичную обработку и контроль вводимых данных. Система позволяет осуществлять параллельный ввод либо ЭКС по 12 стандартным отведениям или ЭКГ по 2 отведениям. Ввод данных осуществляется по потенциальной схеме по каждому электроду независимо. Формирование отведений производится микроконтроллером в зависимости от режима работы системы.

Управление системой, основная обработка и отображение сигнала, задание режима работы осуществляется миникомпьютером.

Для обмена данными с миникомпьютером используется блок сопряжения, реализованный в виде двухпортового оперативного запоминающего устройства (ДОЗУ), эмулирующего интерфейс Compact Flash миникомпьютера. На первый порт ДОЗУ подаются данные от микроконтроллера устройства ввода. Второй порт ДОЗУ соединен через интерфейс Compact Flash с миникомпьютером и рассматривается им как модуль расширения памяти. Таким образом, удается

осуществить двухсторонний высокоскоростной обмен данными, между устройством ввода и миникомпьютером.

В качестве АЦП выбран AD1879, имеющий модулятор пятого порядка. Он чувствителен к продолжительному ряду текущих единиц или нулей, и это является причиной нестабильности его работы. Чтобы избежать этого, применяется схема, контролирующая выходной поток и сбрасывающая в случае необходимости интеграторы.

Контроль наложения электродов при вводе, ввод данных с АЦП, формирование отведений, первичная обработка полученных данных осуществляется микроконтроллером PIC18F6720.

Контроль наложения производится косвенным методом. При отключении от измеряемой схемы на вход операционного усилителя через резистор подается потенциал, достаточный для выработки АЦП сигнала о превышении входного динамического диапазона (около 1,2 В). Ограничение сигнала на входе АЦП контролируется микроконтроллером. При возникновении данной ситуации на одном из входов АЦП микроконтроллер выдает сообщение о нарушении наложения конкретного электрода, которое через блок сопряжения поступает в миникомпьютер и выдается в виде сообщения.

Формирование отведений для ввода ЭКС производится согласно системе 12 стандартных отведений. В режиме контроля ЭЭГ формируются два дифференциальных отведения.

Для окончательного формирования отведений требуется ограничение полосы частот. Фильтр нижних частот (ФНЧ) реализуется на базе АЦП. Фильтр верхних частот (ФВЧ) реализуется в цифровом виде на микроконтроллере. Для выделения отдельных ритмов или дополнительного ограничения полосы ЭКС может быть включен дополнительный цифровой фильтр на миникомпьютере.

В качестве устройства обработки и отображения информации используется миникомпьютер wincent Dot 320 4.0. Его основными функциями является ввод с устройства съема и первичной обработки сигнала, вычисление его параметров, отображение полученной информации и самих реализаций сигнала, а также управление всей системой.

В системе предусмотрена возможность дистанционной передачи результатов съема и обработки сигналов с применением стандартных радиointерфейсов.

## **ИЗУЧЕНИЕ ЛОКАЛЬНОГО ИММУННОГО СТАТУСА У БОЛЬНЫХ ГНОЙНЫМ ХОЛАНГИТОМ**

Ярош А.Л. Конопля Н.А., Иванов С.В.

*Курский государственный медицинский университет,  
Курск*

Гнойный холангит (ГХ) или острое воспаление желчных протоков, развивается у 11-60% больных желчнокаменной болезнью и является основной причиной послеоперационной летальности, колеблющейся от 4,7 до 88 % (Лотов А.Н. 1998; Ахаладзе Г.Г.