

УДК 65.011.56

Ф. А. ДОМНИН, канд. техн. наук, *И. К. КОСТИНА*, *В. П. ПОЛТАВЦЕВ*
В. И. ЛИСОВСКИЙ

ОРГАНИЗАЦИЯ СОВМЕСТНОГО АНАЛИЗА ЭЛЕКТРО- И ФОНОКАРДИОСИГНАЛОВ НА ЭВМ

Рассматривается возможность определения с помощью ЭВМ «медицинских» параметров электро- и фонокардосигналов. Электро- и фонокардосигналам (ЭКС и ФКС) присуща большая информативность, они широко используются при поликардиографическом исследовании состояния сердечно-сосудистой системы, так как способствуют повышению общей точности диагностики [1]. Совместный анализ синхронно вводимых в ЭВМ данных сигналов необходим для выделения основных тонов ФКС и позволяет повысить достоверность идентификации структурных элементов ЭКС при решении задачи их распознавания.

Анализ рассматриваемых сигналов состоит из двух этапов: идентификации структурных элементов сигнала и выделения

«существенных» точек, необходимых для измерения собственных и совместных параметров сигналов.

Идентификация структурных элементов ФКС и ЭКС проводится с многократным чередованием анализа отдельных элементов или участков сигнала. Анализ начинается с выделения комплексов *QRS* электрокардиограммы; знание их временных положений необходимо для идентификации тонов ФКС. Для выделения комплексов *QRS* вычисляется вспомогательная функция $\Psi(t)$, достигающая максимума в пределах комплекса и близкая к нулю вне этого интервала. В качестве функции $\Psi(t)$ может быть выбрана первая производная от исходной функции $\Phi(t)$ или «скользящая дисперсия» сигнала [2]

$$\Psi(t) = \frac{1}{2\tau} \int_{t-\tau}^{t+\tau} [\Phi(u) - E(t)]^2 du,$$

где $E(t)$ — скользящее среднее, определяемое как

$$E(t) = \frac{1}{2\tau} \int_{t-\tau}^{t+\tau} \Phi(u) du.$$

Поиск положений комплексов *QRS* сводится к выделению временных интервалов, в пределах которых функция $\Psi(t)$ превосходит заданный порог. Обычно распознавание ЭКС осуществляется заданием (по положению комплекса *QRS*) зон поиска зубцов *P* и *T* и последующим «просеиванием» всех зубцов в выделенной зоне по ряду критериев [3]. Данная методика не позволяет в сложных случаях «наползания» зубца *P* и *T* или при сложных формах зубца *T* отделить их. Наличие синхронно записанного ФКС позволяет по положению второго тона уточнить границы зубцов *T* и *P* и тем самым повысить достоверность идентификации. После выделения комплексов *QRS* электрокардиосигнала осуществляется переход к идентификации основных тонов ФКС.

При анализе ФКС оперируем исключительно с экстремумами сигнала, совокупность которых представляет собой огибающую (по аналогии с радиосигналами), дающую [2] полную информацию о его форме, амплитуде и длительности.

Для идентификации ФКС достаточно анализировать только экстремумы огибающей. Идентификация любого из тонов заключается в нахождении в зоне поиска максимумов огибающей, принадлежащих исходному тону. Для определения зоны поиска любого из тонов необходимо знать положение опорной точки и максимально допустимую длительность тона. Кроме искомого тона в зоне поиска могут находиться близлежащие тона, что затрудняет идентификацию. Следует различать близлежащий тон от компонентов искомого тона, которые возникают при его раздвоении или расщеплении.

Расщеплением тона является непостоянное, зависящее от фаз дыхания разделение его на два компонента, колебания между

которыми сохраняют низкую амплитуду. Если это разделение постоянное и интервал между вершинами не менее 0,07 с, то оно носит название раздвоения [1].

При идентификации I-го тона опорной точкой является временная координата местоположения комплекса *QRS* электрокардиограммы. Опорными точками для идентификации остальных тонов (II, III, IV) является начало предыдущего.

При отделении I-го тона от IV-го критерием разделимости будет соотношение амплитуд максимумов огибающей. Амплитуды максимумов, принадлежащих одному тону, могут отличаться на допустимую величину.

Критерий разделимости II-го тона от III-го — расстояние между максимумами огибающей, которое не превышает допустимой величины, если максимумы принадлежат одному тону.

За этапом идентификации тонов ФКС следует (см. рис. 2) предварительная идентификация зубцов ЭКС. Уточнение положений зубцов ЭКС проводится только после выделения существенных точек ФКС. В результате предварительной обработки ФКС симметричен относительно нулевой линии и при анализе сигнала достаточно анализировать только положительную часть огибающей. Существенными точками ФКС являются максимумы тона которые определяются на этапе идентификации, и его начал и конец. Поиск начала тона заключается в нахождении ближайшего минимума, лежащего слева от его первого максимума. Концом тона будет ближайший минимум, лежащий справа от второго максимума, а при его отсутствии — от первого.

В процессе распознавания определены морфологические характеристики ЭКС, часть из которых описывают сами зубцы (амплитуда, длительность, форма и др.), а остальные — собственные и совместные характеристики (длительность сегментов, относительное положение зубцов и др.) [3].

Все получаемые параметры можно разделить на собственные параметры сигналов и совместные параметры ФКС и ЭКС.

К собственным параметрам ФКС относятся: длительности тонов, расстояния между ними, параметры роста амплитуды тонов, наличие тонов и их форма.

Расстояние между тонами вычисляется по временным координатам начал соответствующих тонов. Параметр роста амплитуды является качественным, с оценками — амплитуда занижена, завышена, в норме. Для получения качественной оценки анализируется разница между среднестатистической амплитудой тона и найденной. Форма тона также является качественным параметром, для различных тонов определяемый по-разному. Общим параметром формы для любого из тонов является наличие или отсутствие раздвоения, необходимым условием которого является тот факт, что расстояние между максимумами рассматриваемого тона не меньше минимально допустимого. Еще одним параметром формы II-го тона является вид раздвоения.

Раздвоение II-го тона может быть регулярным или парадоксальным. Регулярным раздвоением является такое, при котором амплитуда первого максимума превышает амплитуду второго, в противном случае оно носит название парадоксального.

К совместным параметрам сигналов относятся: расстояние между началами комплексов *QRS* и I-го тона и между началом II-го тона и концом зубца *T*, уточненная абсцисса конца зубца *T* и параметр формы II-го тона. Такой параметр как расстояние между началом II-го тона и концом зубца *T* определяется в том случае, если конец зубца *T* на ЭКС определен с достаточно высокой достоверностью (т. е. был наиболее легкий для распознавания зубца *T* вариант); в противном случае определяется уточненная абсцисса конца зубца *T* в зависимости от формы II-го тона. Один из параметров формы II-го тона был определен как собственный параметр, другой — взаимным расположением зубца *T* ЭКС и началом II-го тона ФКС. Если II-й тон начинается на восходящем колене зубца *T*, он является преждевременным, если на нисходящем, то — запаздывающим. Если II-й тон не раздвоен или раздвоение регулярное и запаздывающее, концу зубца *T* соответствует начало II-го тона. При регулярном и преждевременном раздвоении концу зубца *T* соответствует первый максимум II-го тона. Концу зубца *T* соответствует второй максимум тона, если раздвоение парадоксальное и преждевременное (данная ситуация изображена на рис. 1). При парадоксальном и запаздывающем раздвоении между концом зубца *T* и началом II-го тона существует известное расстояние.

На рис. 2 приведена блок-схема алгоритма совместной обработки электро- и фонокардиосигналов.

Рассмотренные выше алгоритмы реализованы на ЭВМ М-6000.

В систему можно вводить преобразованные с помощью АЦП в 10-разрядный двоичный код сигналы с 6-ти отведений ЭКГ и одного из 5-ти каналов ФКГ.

Перед вводом информации с пациента калибруется сквозной тракт ввода кардиосигналов с целью определения его параметров (усиление, уровень шума, дрейф) и настройки устройств оператором по директивам ЭВМ. Для этого на входы ЭКГ подается меандр с частотой 1 Гц, а на микрофон ФКГ — звуковые колебания с частотой 100 Гц стандартной амплитуды.

При вводе кардиосигналов в машину решается ряд задач, связанных с резко отличающимися частотными свойствами ЭКС и ФКС и необходимостью размещения большого объема информации в памяти ЭВМ. Для достоверного распознавания кардиограмм требуется иметь 4—5 периодов. При выделяемом под информацию объеме буфера, равном 6К слов, и общепринятой частоте дискретизации $f = 500$ Гц можно вводить кардиосигналы в течение лишь 1 с. Решением этой задачи является организация синхронного сжатия с коэффициентом сжатия $K_{сж} = 4 — 5$. Требование ввода сигналов в реальном масштабе времени строго

ограничивает время, отводимое на обработку одного сигнала. Поэтому в качестве алгоритма сжатия принят алгоритм с просто вычисляемым интегральным критерием вида [4]:

$$\left| \int_0^t f(t) dt - \int_0^t f^*(t) dt \right| \approx \left| \sum_{i=1}^{n-1} y_i + (1-p)(y_0 + y_n) \frac{1}{2} \right| \geq \epsilon_{\text{доп}},$$

где p — число пропущенных интервалов квантования.

Для обеспечения равномерного квантования по времени вводимых кардиосигналов в системе используется таймер, который вызывает прерывание через интервал времени $T_{\text{прер}}$, пропорциональный выданному на таймер коду из ЭВМ.

Из-за широкого частотного спектра ФКС (30—300 Гц) вводить их как ЭКС со сжатием не представляется возможным. Так как для анализа фонограмм требуется только огибающая, достаточно формировать массив экстремумов фонограмм. Подавляющая часть энер-

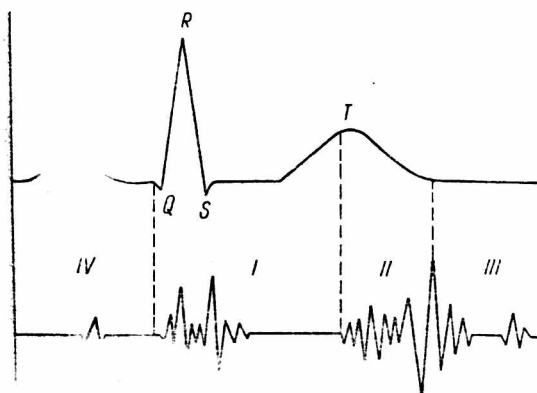


Рис. 1

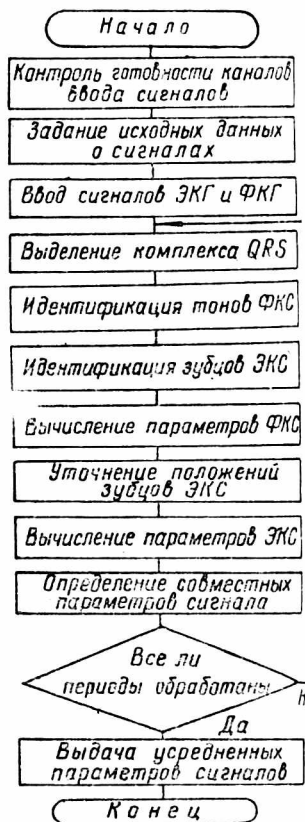


Рис. 2

гии тонов сердца в фонограмме приходится на частоты 10—200 Гц. Следовательно, в зависимости от канала частота квантования ФКС должна быть 500—2000 Гц. Чтобы не вводить в систему два таймера, принято, что частота квантования ФКС может принимать одно из четырех значений: 500, 1000, 1500 или 2000 Гц, т. е. за интервал времени между соседними отсчетами электрокардиограммы 1, 2, 3 или 4 аза вводим в ЭВМ координаты фонограмм и, следовательно, $T_{\text{прер}} = \frac{T_{\text{кв}}}{n} = \frac{1}{fn}$, где $n = 1, 2, 3, 4$.

Различные методов сжатия ЭКГ и ФКГ приводит к асинхронности ввода, но так как для обоих типов сигналов существует общая шкала времени, это позволяет осуществить их временную привязку.

Для обеспечения работоспособности алгоритма необходимо, чтобы наибольшая длительность (T_{\max}) алгоритма ввода N отведений не превышала периода квантования $T_{\text{кв}} \geq T_{\max}$. Для приведенной структуры алгоритма

$$T_{\max} = T_{\text{подг}} + N(T_{\text{ввода}} + T_{\text{сж}}) + n(T_{\text{тмп}} + T_{\text{фкг}}),$$

где $T_{\text{подг}} = 210$ мкс — время выполнения подготовительных операций; $T_{\text{ввода}} = 58,5$ мкс — время ввода одной точки ЭКГ; $T_{\text{сж}} = 226$ мкс — время реализации алгоритма сжатия; $T_{\text{тмп}} = 28,5$ мкс — время на работу с таймером; $T_{\text{фкг}} = 150$ мкс — время ввода точки ФКГ и реализации алгоритма выделения экстремумов. На введенные сигналы наложены искажения. Для устранения в ЭКС низкочастотных составляющих помех — тренда, период которых превышает период полезного сигнала, применен следующий алгоритм. Определяются на временной оси участки ЭКС, принадлежащие изопотенциальной нулевой линии, и по ним осуществляется формирование нулевой линии путем интерполяции сплайном первой или третьей степени [3].

Устранение постоянной составляющей, накладываемой на ФКС при вводе, осуществляется по двум выделенным точкам нулевой линии сигнала с линейной интерполяцией промежуточных точек. Вычисление точек нулевой линии производится усреднением ФКС в пределах интервала, определяемого по положению комплекса *QRS* электрокардиосигнала.

Указанный подход к распознаванию электро- и фонокардиосигналов был реализован в программах на языке ФОРТРАН. Программа содержит около 1,5 тысячи операторов. Время обработки 4-х сигналов, без учета времени обращения к внешним запоминающим устройствам, составляет 2 минуты.

Список литературы: 1. Михнев А. Л., Следзевская И. К., Яновский Г. В. клиническая фонокардиография. Киев, Здоров'я, 1970. 325 с. 2. Балтимшиц П. П., Валужис К.-К. А. Предварительная обработка фонокардиосигналов при анализе их на ЦВМ.— Тезисы / Всесоюз. совещ. Теория и практика автоматизации электрокардиологических и клинических исследований. Каунас, Райде, 1977, с. 142—144. 3. Домнин Ф. А., Полтавцев В. П. Алгоритм распознавания синхронно записанных сигналов ЭКГ.— Тезисы / Всесоюз. совещ. Теория и практика автоматизации электрокардиографических исследований. Каунас, Райде, 1977, с. 188—191. 4. Домнин Ф. А., Магерамов Р. К. Алгоритм ввода в реальном масштабе времени синхронно снимаемых сигналов ЭКГ в ЭЦВМ М-6000.— Вестн. Харьк. политехн. ин-та. Автоматика и приборостроение, 1977, вып. 4, с. 25—29.

Поступила 7 марта 1979 г.