

## **ПОСТРОЕНИЕ МНОГОКАНАЛЬНОГО КАРДИОМЕТРА**

**А.Е. ИЛЬВОВСКАЯ<sup>1\*</sup>, А.Ф. ДАНИЛЕНКО<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> студентка кафедры вычислительной техники и программирования, НТУ «ХПИ», Харьков, УКРАИНА

<sup>2</sup> доцент кафедры вычислительной техники и программирования, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ», Харьков, УКРАИНА

\* email: Anyta008@mail.ru

Проведение профилактических обследований требует применения мобильного кардиометра (МЦК) предназначенного для снятия ЭКГ одновременно по нескольким отведениям, преобразования этих сигналов в цифровую форму и записи в ОЗУ для дальнейшего сохранения и анализа.

### **Цель работы.**

Существенной особенностью МЦК является автоматическое измерение основных параметров ЭКГ и логической обработкой результатов измерений и сигнализацией. При этом такие измерения выполняются как перед записью сигналов ЭКГ, так и вовремя ее выполнения. Разрабатываемый МЦК может выполняться как отдельный переносной прибор, так и в виде входного блока стационарного кардиографа.

Выполнение текущего анализа ЭКГ по каждому из отведений требует наличия многоканального блока анализа (МБА). На него подаются цифровые коды номера (КН) информации с выхода АЦП, и цифровые коды номера отведений (КНО) и аналоговый сигнал ЭКГ по первому отведению вида VI.

Известно, что зубец R кардиограммы имеет небольшую амплитуду и крутой передний фронт. Поэтому для его обнаружения в схеме применено дифференцирующее звено, пропускающее положительный импульс на вход компаратора. Пороговый уровень сравнения выбран достаточно высоким и задается делителем напряжения на входе компаратора, для формирования выходных импульсов двух полярностей применены инверторы.

Анализ сердечного ритма начинается с определения регулярности и числа сердечных сокращений (ЧСС). Регулярный ритм сердца диагностируется в том случае, если продолжительность интервалов между зубцами R одинакова и разброс этих интервалов не превышает 10%. В остальных случаях считается что ритм неправильным, что может наблюдаться при аритмии.

Величину ЧСС проще найти непосредственным подсчетом. Однако на практике более удобно определять по переводной таблице, заложенной в память микроконтроллера или ПЛИС, после измерения величины Tr.

При наличии аритмии, брадикардии или тахикардии строгое определение разброса величин  $Tr$ ,  $\Delta Tr$  приводит к усложнению аппаратуры и объема памяти ОЗУ. Поэтому в МЦК применена схема измерения интервала сердечных сокращений с точностью 0.1 сек и цифровой индикацией.

Реализация цифровых узлов МЦК предполагается выполнить на ПЛИС, что значительно сократит время выполнения разработки и ее массогабаритные показатели и потребление энергии для его питания, что весьма существенно для переносимого устройства, а также позволит легко производить изменения структуры узлов анализа ЭКГ.

С целью автоматического определения наличия аритмии и индикации об отклонении ЧСС от нормы применена схема сравнения цифровых кодов регистра и цифрового шифратора. Код шифратора может устанавливаться заранее в необходимых значениях.

Выходные сигналы схемы сравнения используются для управления и индикации наличия аритмии. При ее наличии на выходе схемы возникает сигнал, который легко регистрируется звуковым сигнализатором.

При выполнении измерений параметров зубцов, интервалов и сегментов ЭКГ выполняется их автоматизированное выделение. Эту задачу решена, используя схемы сравнения напряжений в аналоговой форме. Выбрав пороговые напряжения  $Un1$ ,  $Un2$ , формируем прямоугольные импульсы, длительности которых близки к длительности зубцов ЭКГ.

В процессе получения ЭКГ при цифровом преобразовании сигналов от нескольких отведений возникает необходимость выделить цифровые коды соответствующие любому отведению и необходимому элементу кардиосигнала.

### **Выводы.**

Анализ параметров элементов ЭКГ является сложной и важной задачей. Например, полярность зубца  $P$  в отведениях I, II, III, является важнейшим электрокардиографическим признаком указывающим на направление волн возбуждения предсердиям.

Построение цифровых измерителей амплитуды усложняется необходимостью выделения моментов времени, соответствующих наибольшим значениям импульсов. Для упрощения схемы предлагается применять сравнение напряжений зубца ЭКГ с некоторым сигналом, который можно изменять.