

А.Н. Варнавский, О.В. Мельник, А.А. Михеев

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СРЕДНЕГО ЗНАЧЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТИ RR-ИНТЕРВАЛА В РЕЖИМЕ РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ

Предложен новый подход к определению средней длительности RR-интервала, основанный на анализе изменения энергии электрокардиосигнала в каждом кардиоцикле. Показана возможность реализации данного подхода в виде устройства на дискретных элементах.

В системах автоматической оценки параметров электрокардиосигнала (ЭКС), в частности в устройствах холтеровского мониторинга, одной из основных задач является оценка степени variability сердечного цикла, т. е. выявления наличия аритмий, которые являются диагностическим показателем нарушений деятельности сердечно-сосудистой системы, в частности, нарушения проводимости прохождения импульсов возбуждения водителя ритма. При этом необходимыми условиями проведения диагностики являются достоверное определение средней длительности RR-интервала и отличие текущей длительности кардиоцикла от среднего значения [1].

Кроме того, в различных методах анализа ЭКС необходимым условием является знание о среднем значении длительности кардиоцикла. Например, анализ ЭКС с помощью временных окон (выделение ST-сегмента, формирование пороговых уровней для дрейфа изолинии и т. д.) требует задания временного окна длительностью, пропорциональной среднему значению длительности кардиоцикла.

Наибольшее распространение в настоящее время получили методы анализа ЭКС во временной области. Это обусловлено относительно простой технической реализацией при незначительном снижении эффективности анализа и возможностью проводить анализ ЭКС в реальном режиме времени. Несмотря на кажущуюся проработанность вопросов анализа ЭКС во временной области, продолжают работы по созданию более простых и помехоустойчивых методов [2].

Большинство способов определения средней длительности кардиоцикла RR_{cp} основываются на определении длительности RR_i каждого из n

кардиоциклов, $i = 1..n$, а $RR_{cp} = \frac{\sum RR_i}{n}$. При

этом длительности RR-интервалов определяются на основании однократного сравнения QRS-комплекса с пороговыми уровнями. Такие мето-

ды являются точечными и имеют некоторые недостатки, связанные с необходимостью выделения опорных точек в каждом кардиоцикле при определении RR_i . При этом надежность определения RR_i снижается при наличии экстрасистолических комплексов и импульсных помех. Наблюдается зависимость от формы элементов электрокардиосигнала. Экстрасистолические комплексы, импульсные помехи и некоторые разновидности форм элементов ЭКС могут давать ложные опорные точки или приводить к пропуску таковых.

Предлагаемый подход к определению RR_{cp} использует интегральный критерий - энергию сигнала во временном окне и основан на следующих предпосылках. Во первых, потенциальная энергия сердца в стационарном режиме - величина постоянная, зависящая от таких факторов, как объем крови, сопротивление сосудов, психологическое состояние и т. п. [3]. Во вторых, по данным практических врачей с течением времени для данного электрокардиосигнала при отсутствии патологических (экстрасистолических) комплексов амплитудно-временные параметры зубцов практически не меняются, незначительно меняются длительности сегментов PQ и ST, в наибольшей степени может меняться TP-сегмент, изменение длительности которого характеризует изменение длительности кардиоцикла.

Энергия E любого участка ЭКС определяется как сумма квадратов дискретных отсчетов сигнала. Можно показать, что энергия зубца выражается через его амплитудно-временные параметры:

$$E = kA^2B,$$

где k - коэффициент, определяемый формой зубца и периодом дискретизации, A - амплитуда зубца, B - его длительность.

Полная энергия кардиоцикла $E_{КЦ}$ равна:

$$\begin{aligned} E_{КЦ} &= E_P + E_{QRS} + E_T = \\ &= k_P A_P^2 T_P + k_{QRS} A_{QRS}^2 T_{QRS} + k_T A_T^2 T_T, \end{aligned}$$

где A_P, A_{QRS}, A_T - амплитуды зубцов P, QRS, T; T_P, T_{QRS}, T_T - длительности зубцов P, QRS, T соответственно.

Энергия зубцов ЭКС различна: так, энергия QRS-комплекса, как правило, намного больше энергии P-зубца и практически всегда превышает энергию T-зубца, т. е. $k_{QRS} A_{QRS}^2 T_{QRS} > k_T A_T^2 T_T$ и $k_{QRS} A_{QRS}^2 T_{QRS} \gg k_P A_P^2 T_P$. Энергия сегментов ЭКС близка к нулю. Таким образом, наибольший вклад в энергию кардиоцикла вносит QRS-комплекс.

Следовательно, для j кардиоциклов без патологических (экстрасистолических) комплексов:

$$E_{КЦ1} \cong E_{КЦ2} \cong \dots \cong E_{КЦj}.$$

Определение средней длительности кардиоцикла осуществляется на основе анализа ЭКС во временном окне длительности T_0 , образуемом несколькими (N_0) соседними отсчетами, следующими друг за другом с периодом дискретизации dt . Временное окно перемещают по ЭКС с шагом, равным одному интервалу дискретизации. На каждом шаге определяют энергию $E(t)$ сигнала $u(t)$ в окне:

$$E(t) = \sum_{i=(t-T_0)/dt}^{t/dt} u^2(idt).$$

Рассмотрим электрокардиосигнал с тремя кардиоциклами: длительность первого кардиоцикла равна T_0 , длительность второго - $T_0 + \Delta T_1$, длительность третьего - $T_0 - \Delta T_2$ (рис. 1, а). Сформируем два пороговых уровня $\Delta_1 = 1.5k_{QRS} A_{QRS}^2 T_{QRS} + k_P A_P^2 T_P + k_T A_T^2 T_T$ и $\Delta_2 = k_T A_T^2 T_T + \frac{1}{2} k_{QRS} A_{QRS}^2 T_{QRS}$. Зададим временное окно длительностью T_0 и построим функцию энергии ЭКС во временном окне при его движении от времени (рис. 1, б). При движении временного окна до момента времени $t_1 = t_0 + 2T_0$ в него будут попадать отсчеты только одного кардиоцикла, и, следовательно, энергия будет постоянна и равна энергии одного кардиоцикла $E_P + E_{QRS} + E_T$. В момент $t_2 = t_0 + 2T_0 + T_P + T_{PQ}$ из временного окна начинают исключаться отсчеты QRS-комплекса второго кардиоцикла, в то время как QRS-комплекс третьего кардиоцикла не достигнут. В этот момент происходит уменьшение энергии ЭКС во временном окне, и в момент времени

$$t_3 = t_0 + 2T_0 + T_P + T_{PQ} + \frac{T_{QRS}}{2} \text{ сигнал энергии}$$

перестает превышать второй пороговый уровень Δ_2 . До момента времени

$$t_4 = t_0 + 2T_0 + T_P + T_{PQ} + \frac{T_{QRS}}{2} + \Delta T_1 \text{ энергия}$$

ЭКС во временном окне не превышает значение $E_P + E_T$, т.е. не превышает первый пороговый уровень, а затем возрастает и достигает значения энергии одного кардиоцикла. Таким образом, сигнал энергии не превышает второго порогового уровня Δ_2 в течение времени, равного изменению длительности текущего кардиоцикла ΔT_1 .

При дальнейшем движении в момент $t_5 = t_0 + 3T_0 + T_P + T_{PQ} + \Delta T_1 - \Delta T_2$ во временное окно начинают попадать отсчеты четвертого QRS-комплекса, в то время как отсчеты QRS-комплекса все еще находятся во временном окне. В результате этого энергия ЭКС во временном окне начнет возрастать, и в момент времени

$$t_6 = t_0 + 3T_0 + T_P + T_{PQ} + \Delta T_1 - \Delta T_2 + \frac{T_{QRS}}{2} \text{ сиг-}$$

нал энергии превысит второй пороговый уровень. До момента времени

$$t_7 = t_0 + 3T_0 + T_P + T_{PQ} + \Delta T_1 + \frac{T_{QRS}}{2} \text{ энергия}$$

ЭКС во временном окне превышает значение $E_P + 2E_{QRS} + E_T$, т.е. превышает Δ_1 . В момент

$t_7 = t_0 + 3T_0 + T_P + T_{PQ} + \Delta T_1$ происходит уменьшение энергии ЭКС во временном окне и достижение значения энергии одного кардиоцикла. Таким образом, сигнал энергии превышает первый пороговый уровень Δ_1 в течение времени, равного изменению длительности последнего кардиоцикла ΔT_2 .

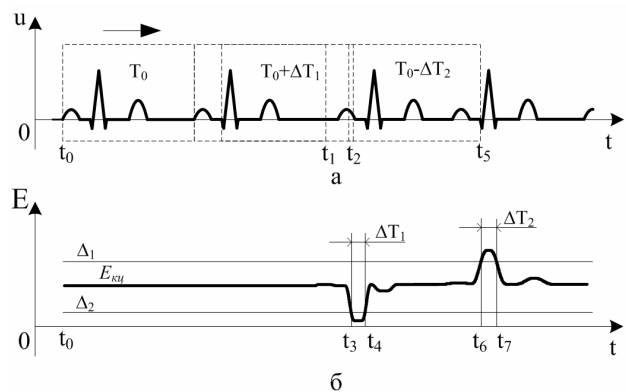


Рис. 1. Электрокардиосигнал (а) и его энергетический анализ (б)

Полученную особенность изменения энергии ЭКС во временном окне в зависимости от изменения длительности кардиоцикла ΔT_i можно использовать для определения средней длительности кардиоцикла T_{cp} .

Рассмотрим q кардиоциклов. Эти кардиоциклы по отношению к некоторой заданной длительности T_0 могут содержать:

а) m кардиоциклов с длительностями T_x , большими T_0 , где $0 \leq x \leq m$, а $0 \leq m \leq q$;

б) l кардиоциклов с длительностями T_y , меньшими T_0 , где $0 \leq y \leq l$, а $0 \leq l \leq q$;

в) s кардиоциклов с длительностями T_z , равными T_0 , где $0 \leq z \leq s$, а $0 \leq s \leq q$.

Соответственно $m + l + s = q$.

Тогда среднюю длительность кардиоцикла можно рассчитать следующим образом:

$$T_{cp} = \frac{\sum_{x=0}^m T_x + \sum_{y=0}^l T_y + \sum_{z=0}^s T_z}{q}.$$

Длительности кардиоциклов T_x и T_y можно выразить как $T_x = T_0 + \Delta T_x$, $T_y = T_0 - \Delta T_y$, где ΔT_x , ΔT_y - отличие длительности кардиоцикла от заданного значения T_0 . Тогда

$$T_{cp} = \frac{\sum_{x=0}^m \Delta T_x - \sum_{y=0}^l \Delta T_y + \sum_{x=0}^m T_0 + \sum_{y=0}^l T_0 + \sum_{z=0}^s T_0}{q}.$$

$$\text{Получаем, что } T_{cp} = T_0 + \frac{\sum_{x=0}^m \Delta T_x - \sum_{y=0}^l \Delta T_y}{q}.$$

Таким образом, для определения среднего значения длительности кардиоцикла можно использовать суммарные отклонения длительностей кардиоциклов от некоторого заданного значения. Эти отклонения могут быть легко определены с использованием энергетического подхода, описанного выше.

Задается временное окно некоторой длительности T_0 (например, $T_0 = 0,8$ с, что соответствует ЧСС 75 уд./мин). На основании априорных данных (или на основе предварительного анализа) формируются два пороговых уровня Δ_1 и Δ_2 для энергии ЭКС во временном окне. В течение q кардиоциклов на каждом шаге движения определяется и сравнивается с Δ_1 и Δ_2 энергия ЭКС во временном окне. Считаются число всех отсчетов энергии N_l , превышающих верхний пороговый уровень Δ_1 , число таких участков l и число отсчетов N_2 , не превышаю-

щих нижний пороговый уровень Δ_2 , число таких участков m . Если в течение $\frac{T_0}{dt}$ отсчетов, т.е.

за время, когда отсчет, ранее попавший во временное окно, покинет его, сигнал энергии находится в пределах между двумя пороговыми уровнями Δ_1 и Δ_2 , то это свидетельствует о том, что длительность такого кардиоцикла равна T_0 . Считают число s таких кардиоциклов. Тогда среднее значение длительности кардиоцикла определяется как

$$T_{cp} = T_0 + dt \frac{N_1 - N_2}{m + l + s}.$$

Технически определение среднего значения RR-интервала может быть реализовано как на основе микропроцессоров, так и на дискретных элементах. Для наглядности пояснения принципа определения среднего значения длительности RR-интервала рассмотрим его реализацию на дискретных элементах.

На рис. 2 приведем функциональную схему основной части устройства. Неописанная часть устройства стандартно реализуется и представляет собой блок предварительной обработки (фильтр, блок дискретизации), тактовый генератор, блок возведения в квадрат, буфер FIFO (сдвиговый регистр) и сумматор. На выходе этой части устройства формируется сигнал энергии ЭКС во временном окне $E(t)$, который поступает на первый и второй входы компараторов 1 и 2. Блоки 3, 4 формируют пороговые уровни Δ_1 и Δ_2 , с которыми сравнивается сигнал $E(t)$. Если сигнал энергии превышает первый пороговый уровень, то на выходе компаратора 1 появляется логический сигнал высокого уровня, который разрешает счетчику 5 счет тактовых импульсов (ТИ). Если сигнал энергии не превышает второго порогового уровня, то на выходе компаратора 2 появляется логический сигнал высокого уровня, который разрешает счетчику 6 счет ТИ.

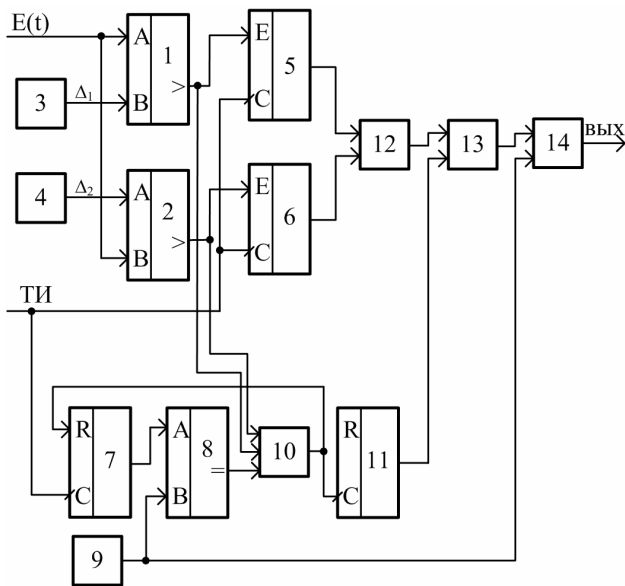


Рис. 2. Функциональная схема определения среднего значения RR-интервала

1, 2, 8 – компараторы, 3, 4 – формирователи пороговых уровней, 5, 6, 7, 11 – счетчики импульсов, 9 – формирователь значения T_0 , 10 – схема ИЛИ, 12 – вычитатель, 13 – делитель, 14 – сумматор

Тактовые импульсы также считаются счетчиком 7. Как только счетчик досчитает до числа, соответствующего T_0 , на выходе компаратора 8 появится логический сигнал высокого уровня. Этот сигнал, как и сигналы с выходов компараторов 1, 2, сбрасывает счетчик 7 и увеличивает выходное значение сигнала счетчика 11 на 1. Таким образом, на выходе счетчика 11 формируется значение $m + l + s$. Выходные сигналы счетчиков 5 и 6 поступают на вычитатель 12,

который формирует разность $N_1 - N_2$. Делитель 13 определяет отношение этой разности к $m + l + s$. На выходе сумматора 14, являющегося выходом устройства, формируется сигнал, равный числу отсчетов, соответствующих среднему значению длительности кардиоцикла.

Таким образом, используя интегральный критерий – энергию ЭКС во временном окне и анализируя ее временную динамику, можно определять среднее значение длительности кардиоцикла. Предложенный подход позволяет более достоверно выявить наличие аритмии ЭКС для широкого класса электрокардиограмм с различными модификациями формы элементов в условиях действия шумов и присутствия экстрасистолических комплексов и может быть использован в различных методах анализа на предварительном этапе.

Библиографический список

1. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов/А.Л. Барановский, А.Н. Калиниченко, Л.А. Манило и др.; Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. М.: Радио и связь. 1993. 248 с.
2. Нагин В. А., Селищев С. В. Особенности реализации алгоритмов выделения QRS-комплексов для ЭКГ-систем реального времени // Медицинская техника. 2001. № 6. С. 18-23.
3. Кавасма Р.А., Кузнецов А. А. Новые методы обработки электрокардиографических сигналов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2005. № 11-12. С. 12-20.