

ОБНАРУЖЕНИЕ ПЕРЕНАПРЯЖЕНИЯ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА

Варнавский А.Н., к.т.н., старший научный сотрудник кафедры автоматизации информационных и технологических процессов Рязанского государственного радиотехнического университета, e-mail: varnavsky_alex@rambler.ru

Ключевые слова: перегрузка желудочков, гипертонический криз, электрокардиосигнал, нелинейные интегральные преобразования, коэффициент вариации.

Введение

В практической электрокардиологии иногда используется термин «перегрузка» («перенапряжение») желудочков, которым обозначают динамические, как правило, обратимые изменения электрокардиосигнала (ЭКС) в виде депрессии сегмента RS–T и инверсии зубца T, обусловленные внезапным увеличением гемодинамической нагрузки на правый или левый желудочек.

Такие изменения сегмента RS–T и зубца T несколько чаще наблюдаются при острой систолической перегрузке желудочков, когда возникает препятствие на пути изгнания крови в виде сужения выходного отверстия или повышения давления в большом или малом круге кровообращения. Например, перегрузка левого желудочка может развиться вследствие резкого повышения артериального давления (АД), гипертонического криза, при физическом перенапряжении и т.д. В этих случаях на ЭКС может появиться депрессия сегмента RS–T в левых грудных отведениях ($V_{5,6}$). По мере нормализации состояния больного эти изменения ЭКС быстро исчезают.

На ЭКС, зарегистрированном во время гипертонического криза с подъемом АД до 220/130 мм рт. ст., могут отмечаться выраженная депрессия RS–T и отрицательные асимметричные зубцы T в левых грудных отведениях, что расценивается как признаки систолической «перегрузки» левого желудочка на фоне его гипертрофии. После нормализации АД описанные нарушения процесса реполяризации желудочков уже не определяются, и ЭКС возвращается к исходному.

«Перегрузка» правого желудочка может развиться при остром повышении давления в малом круге кровообращения, например, у больных с тромбозом легочной артерии, отеком легких, при астматическом статусе у больных бронхиальной астмой и т.д. В этих случаях на ЭКГ в правых грудных отведениях ($V_{1,2}$) можно обнаружить преходящее смещение сегмента RS–T и сглаженность или инверсию T, быстро исчезающие после нормализации состояния больного [1].

Таким образом, для диагностики ряда состояний и заболеваний, в частности гипертонического криза, необходимо определять наличие «перегрузки» желудочков.

Любой ЭКС состоит из нескольких зубцов, сегментов

Описан способ обнаружения «перегрузки» желудочков на основе анализа электрокардиосигнала с помощью нелинейных интегральных преобразований. Предложено использовать независимое от QRS-комплекса выделение депрессии сегментов RS–T и отрицательных зубцов T.

и интервалов, отражающих сложный процесс распространения волны возбуждения по сердцу. Зубцом является сигнал, значительно отличающийся от изолинии, а сегмент – медленно меняющаяся часть сигнала, расположенная в норме, как правило, на изолинии. Интервал состоит из зубца и соответствующего ему сегмента. К элементам кардиоцикла относят зубцы и сегменты ЭКС [1].

В настоящее время для автоматического анализа сегментов RS–T и зубцов T осуществляют выделение QRS-комплекса, после чего проводят сканирование области вокруг комплекса. Далее осуществляют выделение остальных зубцов и сегментов кардиоцикла по различным признакам [2]. Недостатком такого подхода является то, что надежность выделения элементов (зубцов и сегментов) кардиоциклов зависит от выделения QRS-комплекса и снижается при его формах, отличных от типовых, и увеличении ЧСС. Также существуют трудности обнаружения низкоамплитудных элементов на фоне высокоамплитудных, что затрудняет проведение анализа ЭКС в режиме реального времени.

Целью работы является разработка способа обнаружения «перенапряжения» желудочков в режиме реального времени на основе нелинейных интегральных преобразований электрокардиосигнала, позволяющих провести анализ без выделения QRS-комплекса.

Нелинейные интегральные преобразования для выделения элементов ЭКС

Поскольку каждый элемент ЭКС характеризуется амплитудно-временными параметрами, то для достоверного выделения зубцов во временной области, существенно различающихся по амплитуде и длительности, предлагается использовать нелинейные преобразования в виде функций $\alpha(x)$ и $\beta(x)$, применяемые к амплитудно-временным параметрам отсчетов и определенные на временных участках ЭКС. Тогда результат преобразования участка ЭКС на каждом k -м шаге дискретизации будет определяться по формуле [3]

$$s_k = L \sum_{n=0}^{N_s-1} (\alpha(u_{k-n}) \cdot \beta(t_{k-n}^*)), \quad (1)$$

где u_k – амплитуда k -го отсчета, t_k^* – время k -го отсчета

относительно начала соответствующего элемента, Ns – число отсчетов временного участка ЭКС, L – масштабирующий множитель.

Принцип выбора функций $\alpha(x)$, $\beta(x)$ и числа Ns заключается в том, чтобы результат преобразования в области выделяемого элемента был максимальным. Значение L выбирается таким, чтобы величина максимального значения результата преобразования s_k в области выделяемого элемента была равна 1. Если на этапе преданализа максимальное значение s_k равно yLm , то $L = \frac{1}{yLm}$. Во время основного анализа значения yLm и L могут уточняться [3].

Таким образом, для определения наличия перенапряжения желудочков сердца путем обнаружения депрессии сегментов RS–T и инверсии зубцов T необходимо сформировать совокупности $\{\alpha(x), \beta(x), Ns\}$ для выделения этих элементов и анализировать два полученных результата преобразований ЭКС $s^{(-T)}_k$, $s^{(RS-T)}_k$ соответственно.

Для того, чтобы максимум s_k приходился на выделяемый элемент, необходимо, чтобы функции $\alpha(x)$, $\beta(x)$ удовлетворяли следующим условиям.

1. Были непрерывными в диапазоне рассматриваемых амплитудно-временных параметров элементов ЭКС.
2. Обеспечивали результат преобразования близкий к нулю в области шумов и низкоамплитудных невыделяемых элементов ЭКС.
3. Максимальные значения каждой функции должны приходиться на амплитуду и длительность выделяемого элемента ЭКС.
4. Обеспечивали результат преобразования близкий к нулю в области высокоамплитудных невыделяемых элементов ЭКС.

В [4] показано, что перечисленным выше условиям удовлетворяет произведение двух сигмоидальных функций в виде:

$$Z(x) = \frac{1}{(1 + e^{-a_1(x-xm_1)})(1 + e^{a_2(x-xm_2)})},$$

где a_1 , a_2 , xm_1 , xm_2 – настраиваемые коэффициенты сигмоидальных функций. Величины этих коэффициентов определяются возможными диапазонами значений амплитудно-временных параметров элементов [4].

Исходя из возможных значений дисперсии сегментов RS–T, амплитуды инверсного зубца T и требований, предъявляемых к функциям $\alpha(x)$, $\beta(x)$, определены совокупности коэффициентов a_1 , a_2 , xm_1 , xm_2 функций $\alpha(x)$, $\beta(x)$ и значение Ns для частоты дискретизации 500 отс/сек для выделения признаков «перенапряжения» желудочков сердца (табл. 1). В этом случае максимальная величина s_k в области сигнала отличной от выделяемого элемента не превышает 0,5, и факт появления зубца может быть определен путем сравнения s_k с пороговым уровнем порядка 0,7.

Таблица 1. Коэффициенты сигмоидальных функций выделения элементов ЭКС

Элемент	Функция								Ns
	$\alpha(x)$				$\beta(x)$				
	a_1	xm_1	a_2	xm_2	a_1	xm_1	a_2	xm_2	
RS-T	20	-0,2	40	-0,1	20	0,2	20	0,3	100
Отриц. T	20	-0,8	20	-0,4	20	0,46	8	0,72	150

Для определения этого времени можно сравнивать отсчеты сигнала с двумя пороговыми уровнями $\pm\Delta_t$, расположенными выше, по модулю отсчетов шума сегментов. В случае превышения пороговых уровней отсчетами сигнала u_k необходимо осуществлять формирование значений времени t_k таких отсчетов:

$$t_k = \begin{cases} 0, & \text{если } |u_k| \leq \Delta_t, \\ t_{k-1} + \Delta t, & \text{если } |u_k| > \Delta_t. \end{cases} \quad (2)$$

Для формирования пороговых уровней определения t_k^* можно использовать интегральный анализ по нахождению коэффициента вариации совокупности отсчетов ЭКС.

Рассмотрим n отсчетов u_k флуктуационного шума в диапазоне [-1; 1]. Определим основные статистические характеристики такого сигнала: математическое ожидание M , дисперсию S^2 и коэффициент вариации v :

$$M = \frac{1}{n} \sum_{n=0}^{n-1} u_n,$$

$$S^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{n=0}^{n-1} (u_n - M)^2,$$

$$v = S/M.$$

Сместим на значение a рассматриваемые отсчеты шума u_k и определим характеристики M , S^2 и v полученного сигнала. График зависимости $v(a)$ представлен на рис. 1.

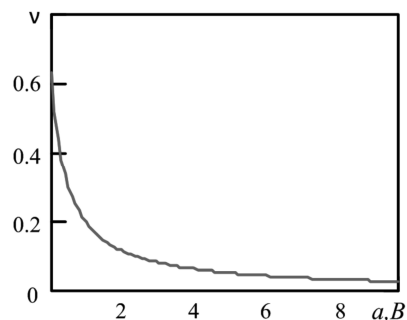
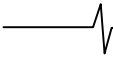


Рис. 1. Различия в значениях коэффициента вариации при разных уровнях сигналов

Очевидно, что коэффициент вариации приобретает достаточно большое значение в случае отсутствия смещения сигнала. Чем больше величина смещения a , тем меньше значение v .

Таким образом, рассматривая значение коэффициента вариации на ограниченной совокупности отсчетов ЭКС, можно сделать вывод о том, какой элемент предс-



твляает данная совокупность отсчетов: при большом значении ν совокупность отсчетов представляет собой интервал, при малом – зубец [5].

В кардиоцикле электрокардиосигнала человека с ЧСС менее 120 уд/мин TP-сегмент имеет наибольшую длительность среди других элементов. Значения амплитуд отсчетов на этом участке могут использоваться для формирования пороговых уровней определения t_k^* [6]. В этом случае ширина окна анализа может быть выбрана равной 0,4 с.

Рассмотрим ЭКС u_k (рис. 2), частота дискретизации которого 500 отс/с. Сформируем окно анализа длительностью $N1=200$ (0,4 с), в котором будем определять математическое ожидание u_k

$$M_k = \frac{1}{N1} \sum_{i=k-N1}^k |u_i|,$$

дисперсию относительно математического ожидания M_k в окне

$$S1_k^2 = \frac{1}{N1-1} \sum_{i=k-N1}^k (u_i - M_k)^2,$$

дисперсию относительно математического ожидания M_i каждого шага i движения окна

$$S2_k^2 = \frac{1}{N1-1} \sum_{i=k-N1}^k (u_i - M_i)^2.$$

Определим коэффициенты вариации при расчете дисперсий разными способами:

$$\nu1_k = S1/M_k \text{ и } \nu2_k = S2/M_k$$

и найдем разность полученных значений:

$$\nu_k = \nu1_k - \nu2_k.$$

Полученный сигнал ν_k представляет собой нулевой уровень, относительно которого в области TP-сегмента образуются пики. Используя этот сигнал и пороговый

уровень, равный 2-м, можно выделить точки, соответствующие интервалу TP [5].

Дисперсия сигнала $S1_k^2$ на участке TP-сегмента $S1_{TP}$ соответствует дисперсии шума на этом участке, поэтому значение порогового уровня для определения времени t_k^* отсчетов для каждого следующего кардиоцикла может быть выбрано равным [6]:

$$\Delta_i = 3S1_{TP}.$$

Значение t_k^* может быть рассчитано по формуле (2).

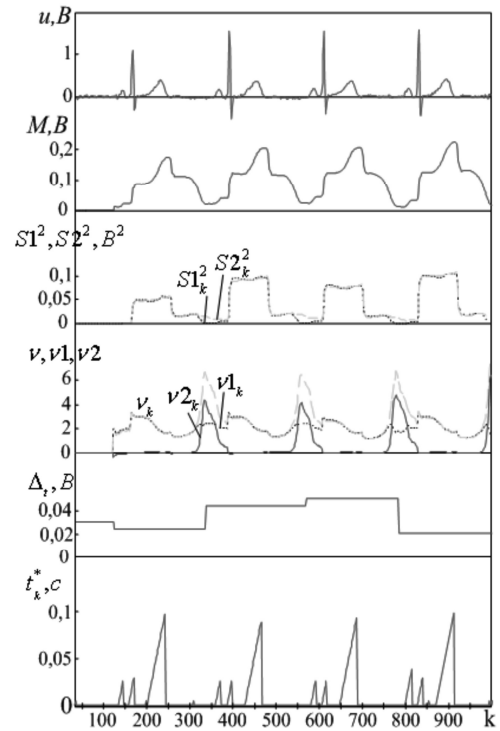


Рис. 2. Пример анализа ЭКС по определению времени отсчетов

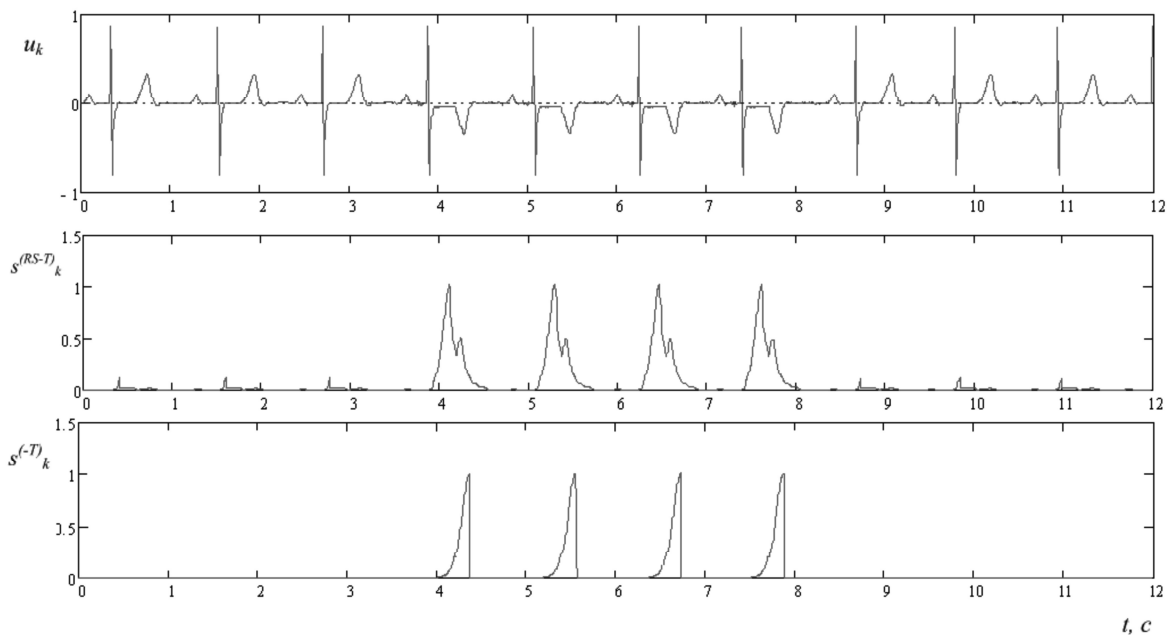


Рис. 3. Анализ ЭКС, содержащего признаки «перенапряжения» желудочков сердца

Анализ ЭКС с признаками «перенапряжения» желудочков

Рассмотрим применение преобразований (1) к ЭКС u_k , первые три и последние три кардиоцикла которого содержат признаки «перенапряжения» желудочков (рис. 3). В соответствии с табл. 1 сформируем нелинейные интегральные преобразования для выделения депрессий сегментов RS-T и отрицательных зубцов T. При отсутствии «перегрузки» желудочков сигналы результатов преобразований $s_k^{(-T)}$, $s_k^{(RS-T)}$ близки к нулю. При появлении признаков «перегрузки» результаты преобразований стремятся к 1 в области элементов RS-T и отрицательных T и, соответственно, могут быть выделены пороговым уровнем 0,7.

Экспериментальные исследования и теоретическая оценка погрешности нелинейных интегральных преобразований

Для апробации предложенного способа определения «перенапряжения» желудочков сердца были проведены экспериментальные исследования в программе MathCad на реальных электрокардиосигналах из стандартной базы ЭКГ-данных. Всего в тестировании из упомянутой базы ЭКГ-данных использовано 30 записей ЭКС с циклом кардиоциклов 30 в каждой, из которых 300 кардиоциклов содержали признаки «перегрузки» желудочков. Апробация показала, что число ложно выделенных признаков равнялось 2, а число невыделенных признаков – 12. Таким образом, ошибка выявления составила 1,78%, что меньше средней ошибки (2%) типовых методов анализа ЭКС во временной области [7].

Заключение

Рассмотрено применение нелинейного интегрального анализа электрокардиосигнала для определения «перенапряжения» желудочков в режиме реального времени. Представленный способ позволяет осуществить независимое от выделения QRS-комплекса элементов ЭКС и «перенапряжения» желудочков, в связи с чем повышается надежность их выделения в режиме реального времени, в том числе при анализе ЭКС, со-

держащих расщепленные или низкоамплитудные QRS-комплексы.

Литература

1. Мурашко В.В, Струтынский А.В. Электрокардиография: учеб. пособие. М.: ООО «МЕДпресс», 1998. 313 с.
2. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ /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.
3. Варнавский А.Н., Мусолин А.К. Нейросетевой модуль контроля состояния оператора для снижения рисков работы автоматизированных производств // Вестник РГРТУ. 2010. №12. С. 36-43.
4. Варнавский А.Н. Применение нелинейных преобразований электрокардиосигнала для выявления нарушений ритма сердца в режиме реального времени // Материалы всероссийской конференции «Биомедсистемы – 2008». Рязань. 2008. С. 1-5.
5. Варнавский А.Н. Определение параметров психоэмоциональной напряженности оператора во временной области // Вестник РГРТУ. 2012. №3. С. 53-59.
6. Варнавский А.Н., Мельник О.В, Михеев А.А. Метод выделения опорной точки в каждом кардиоцикле // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2005. №1-2. С. 36-39.
7. Нагин В.А., Селищев С.В. Особенности реализации алгоритмов выделения QRS-комплексов для ЭКГ-систем реального времени // Медицинская техника. 2001. №6. С. 18 – 23.

DETECTION OF THE HEART VENTRICLE SURGE

Varnavsky A.N.

A method for detection of the heart ventricle surge based on electrocardiosignal analysis by nonlinear integral transforms is described. Using independent from QRS-complex selection the RS-T segment depression and negative T wave is proposed.

Уважаемые коллеги!

Для тех, кто не успел оформить подписку на первое полугодие 2013 года через ОАО «Роспечать», сохраняется возможность приобретения журналов непосредственно в редакции по адресу:
107031, г. Москва, Рождественка, б\9\20, стр. 1,
Российское научно-техническое общество радиотехники, электроники и связи им. А.С. Попова, или оформить заказ в соответствии с требованиями, выставленными на сайте журнала: www.dsra.ru.

Справки по телефонам: (495) 621-71-08, 621-06-10.

Факс: (495) 621-16-39. E-mail: rntores@mail.ru