

УДК 616.12- 073.7

Е.О. Иванько, Н.Г. Иванушкина, канд. техн. наук, А.А. Иванушкин, Ю.А. Кислюк

Обнаружение низкоамплитудных составляющих в системе электрокардиографии высокого разрешения

В работе рассматриваются виды низкоамплитудных составляющих электрокардиограмм, выявляемых в системе электрокардиографии высокого разрешения для ранней диагностики аритмий сердца и предупреждения тяжелых осложнений. С целью обнаружения поздних потенциалов предсердий сравниваются результаты применения корреляционного, спектрального и вейвлет анализа электрокардиосигналов здорового человека и человека с нарушениями сердечного ритма.

For early arrhythmia diagnostics with a purpose of preventing the heavy complications, the low-amplitude electrocardiogram components revealed in system of electrocardiography of high resolution are considered. For detection the late potentials of auricles the results of application correlation analysis, spectral and wavelet analysis of electrocardiogram signals of a healthy man and a man with heart disorders are compared.

Введение

Риск возникновения нарушений сердечного ритма у разных людей неодинаков. Основными факторами, обуславливающими развитие нарушений ритма сердца, считают нарушение образования импульса, нарушение проведения импульса и комбинацию этих механизмов [1, 2].

Патологические изменения функционального состояния миокарда могут отражаться в структуре ЭКГ, предшествуя проявлению клинических симптомов заболевания. Однако, такие низкоамплитудные составляющие ЭКГ, локализуемые в её определённой области и несущие важную диагностическую информацию, не проявляются на фоне высокоамплитудных зубцов и шумовых компонентов в записи

стандартной электрокардиограммы.

Усовершенствование методов регистрации и исследования низкоамплитудных высокочастотных составляющих биозлектрических сигналов сердца позволит обнаруживать и диагностировать кардиопатологии на той стадии, когда классические методы ещё не показывают отклонений от нормы.

Виды низкоамплитудных составляющих ЭКГ

Выделяют микропотенциалы различных типов [3,4,5]: предсердий, желудочков, специализированной проводящей системы, микропотенциалы диастолы.

Наиболее широко изучены **поздние потенциалы желудочков** (ППЖ). ППЖ представляют собой низкоамплитудные (с поверхности тела 5–20 мкВ) высокочастотные (20–140 Гц) электрические сигналы ("слабые всплески случайной формы" [5]), которые локализуются в конце комплекса QRS или начале сегмента ST продолжительностью несколько десятков миллисекунд [2]. Их появление обусловлено [6] удлинением пути проведения электрического импульса вследствие разделения кардиомиоцитов соединительной тканью и нарушения параллельной ориентации мышечных волокон.

По аналогии с поздними потенциалами желудочков было обнаружено замедление проведения активации по предсердиям у больных с фибрилляцией предсердий [4]. Выявлено, что у больных с пароксизмальной формой мерцательной аритмии выявляются низкоамплитудные сигналы в конце волны Р, так называемые **поздние потенциалы предсердий** (ППП).

Считается, что наличие ППП и ППЖ (рис.1) является маркером повышенной вероятности развития опасных для жизни нарушений ритма сердца.

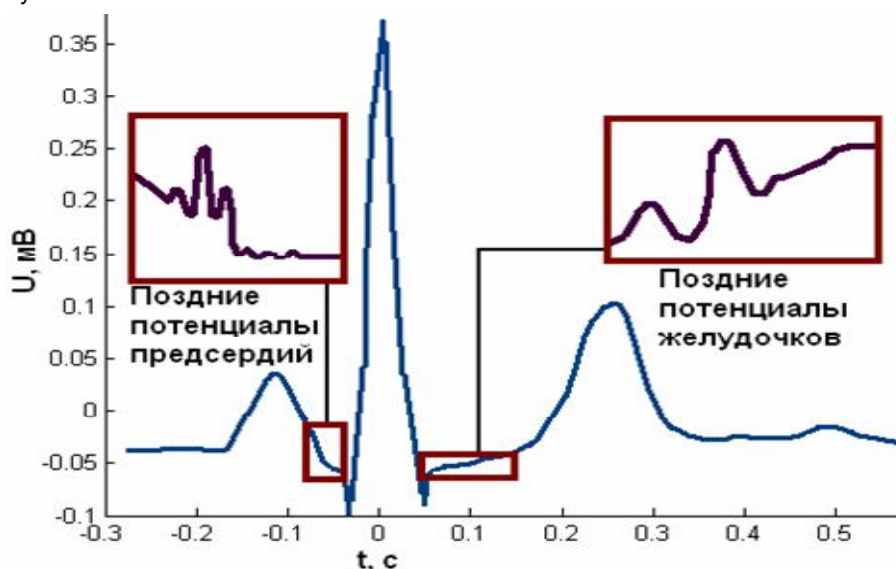


Рис. 1. Локализация на ЭКГ поздних потенциалов предсердий и желудочков

Запись потенциалов пучка Гиса [4] с поверхности тела возможна у 60–80% пациентов. Регистрация этих потенциалов часто затруднена из-за перекрытия их потенциалами предсердной активности [4].

Следовые потенциалы диастолы [3] изредка обнаруживаются за волной U на протяжении изоэлектрического интервала ЭКГ, проявляясь иногда как медленное возрастание потенциала к очередному зубцу P, а чаще в виде высокочастотных колебаний.

Обнаружение низкоамплитудных составляющих ЭКГ

При разработке подходов к идентификации низкоамплитудных составляющих необходимо учитывать, что микропотенциалы могут появляться на ЭКГ в различные моменты времени.

Регулярные микропотенциалы [3,5] присутствуют во всех кардиоциклах с постоянным смещением во времени относительно опорной точки, например, зубца R.

Нерегулярные микропотенциалы [3,5] возникают в определённой части кардиоцикла в случайный момент времени относительно высокоамплитудных составляющих ЭКГ.

Также возможно наличие микропотенциалов, проявляющихся не во всех кардиоциклах.

Для выявления регулярных ППП и ППЖ используют метод электрокардиографии высокого разрешения (ЭКГ ВР) [2,3,4,5,6], в основе которого лежит усреднение большого количества кардиоциклов (200–500), многократное усиление сигнала, фильтрация в различных частотных диапазонах и последующий компьютерный анализ сигнал-усреднённой ЭКГ. Современное программное обеспечение метода ЭКГ ВР позволяет устанавливать режимы усреднения кардиоциклов с синхронизацией по P, Q, R зубцам [8].

При анализе ППП и ППЖ различают временные, амплитудные и частотные параметры ЭКГ ВР. Широко используются временной и спектральный виды анализа усреднённого сигнала [4, 8]. Также исследуется возможность применения таких методов как вейвлет-преобразование, спектры высших порядков [7, 11].

При временном анализе по методике Симпсона для принятия решения об обнаружении ППП изменяются такие параметры [8]: продолжительность волны P, продолжительность сигналов ниже 5 микровольт – временные параметры (в мс), среднеквадратическая амплитуда всей волны P (Total P), её последних 10, 20, 30 мс (Last 10,20,30 мс) – амплитудные параметры (в мкВ).

Спектральный анализ микропотенциалов ЭКГ основан на предположении об их высокочастотном составе. Вычисляется спектр анализируемого участка кардиосигнала (конца зубца P, сегмента ST) с использованием одного из сглаживающих окон [4,8,9], после чего анализируется его форма и принимается решение о наличии высокочастотных составляющих:

$$\hat{X}(j\omega) = \int_{t_0-T/2}^{t_0+T/2} x(t)W(t,t_0)e^{-j\omega t} dt, \quad (1)$$

где $W(t, t_0)$ – оконная функция, t_0 – центр временного промежутка, на котором производится преобразование сигнала [13].

В ряде работ [4, 7] предлагается идентифицировать ППП и ППЖ при помощи метода вейвлет-преобразования. Этот метод имеет преимущества для выделения нестационарных характеристик изучаемого сигнала, что необходимо для исследования частотных составляющих кардиоцикла и отдельных его участков. Сигнал раскладывается по набору базисных функций, которые порождаются двупараметрическим преобразованием (сдвигом по оси времени и изменением масштаба) исходной “материнской” функции $h(t)$ [9]:

$$h_c(t) = \frac{1}{\sqrt{c}} \cdot h(t/c), \quad (2)$$

где c — масштабный множитель.

Прямое непрерывное вейвлет-преобразование определяется [9]:

$$W_x(\tau, c) = \frac{1}{\sqrt{c}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t)h^*[(t-\tau)/c] dt. \quad (3)$$

Большие значения параметра масштаба соответствуют применению к исходному сигналу фильтра низких частот, малые значения – фильтра высоких частот. Следовательно, признаки наличия на исследуемом участке электрокардиосигнала высокочастотных микропотенциалов следует искать на малых масштабах вейвлет-спектрограммы.

Спектры высших порядков [10, 11, 12] позволяют распознавать низкоамплитудные высокочастотные составляющие ЭКС, обнаруживать слабые гармоники, практически не различимые на спектре мощности.

Биспектральная плотность мощности $G_3(\omega_1, \omega_2)$ определяется как двумерное преобразование Фурье кумулянтной функции третьего порядка $C_3(\tau_1, \tau_2)$ процесса $x(t)$ [10]:

$$G_3(j\omega_1, j\omega_2) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} C_3(\tau_1, \tau_2) \exp[-j(\omega_1\tau_1 - \omega_2\tau_2)] d\tau_1 d\tau_2, \quad (4)$$

где

$$C_3(\tau_1, \tau_2) = \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x(t-\tau_1)x(t-\tau_2) dt. \quad (5)$$

Полученные нами результаты применения вышеописанных методик для обнаружения регулярных ППП в системе ЭКГ ВР приведены на рис.2 для здорового человека и на рис.3 для человека с нарушениями сердечного ритма.

В случае нерегулярного проявления микропотенциалов усреднение множественных кардиоциклов только ухудшит обнаружение низкоамплитудных составляющих. Но если вычесть из отдельно взятого кардиоцикла с предположительным наличием нерегулярных микропотенциалов сигнал-усреднённую ЭКГ, в которой нестационарные составляющие сильно ослаблены, то получим компенсацию высокоам-

плитудных стационарных зубцов ЭКГ. А на определенном участке разностного сигнала на фоне шума будут находиться нерегулярные низкоамплитудные составляющие.

Таким образом, можно предположить, что в разностном сигнале в области, например, конца зубца Р будет присутствовать сумма поздних потенциалов предсердий и шума, а на остальном промежутке –

только шум (рис.4).

На рис. 5 (а, б) приведены корреляционные функции контрольного (соответствующего концу волны Р) и шумового (остальная область кардиоцикла) разностных сигналов для двух кардиоциклов предположительно здорового человека. На рис.5 (в, г) – те же функции, полученные при исследовании человека с нарушением сердечного ритма.

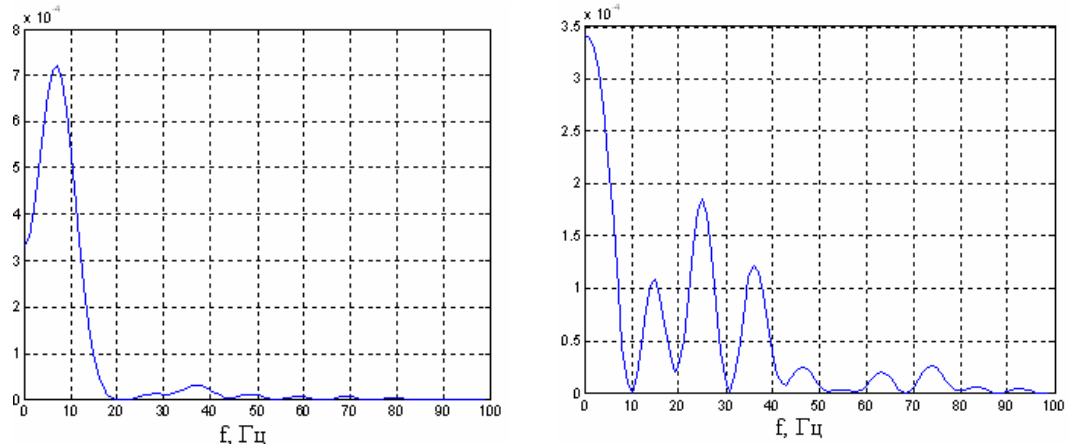


Рис. 2. Плотность спектра мощности: а) последних 25 мс зубца Р без особенностей; б) последних 25 мс зубца Р с предположительным наличием регулярных ППП

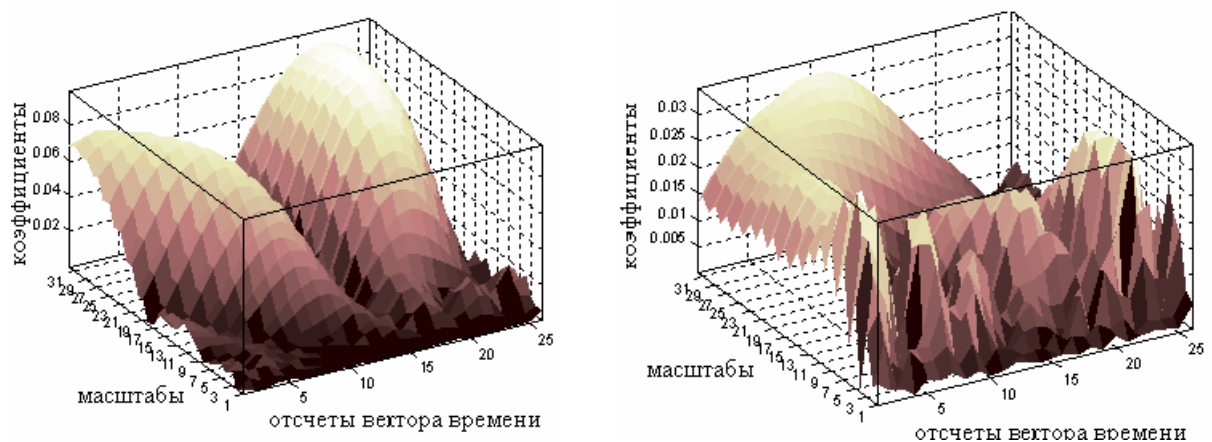


Рис.3. Вейвлет-преобразование (в 3D представлении): а) последних 25 мс зубца Р без особенностей; б) последних 25 мс зубца Р с предположительным наличием регулярных ППП

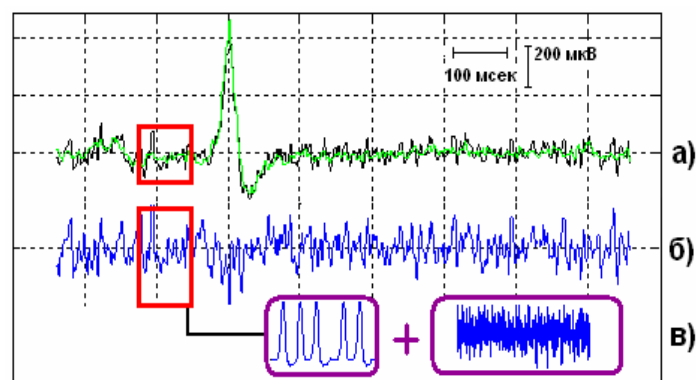


Рис. 4. Получение разностного сигнала между исследуемым кардиоциклом и сигнал-усреднённой ЭКГ (выделена область возможной локализации нерегулярных ППП)

Корреляционная функция характеризует наличие линейной статистической связи значений процесса в два момента времени $x(t)$ и $x(t+\tau)$:

$$K(\tau) = E\{x(t)x(t+\tau)\}, \quad (6)$$

где $E\{\cdot\}$ – оператор математического ожидания.

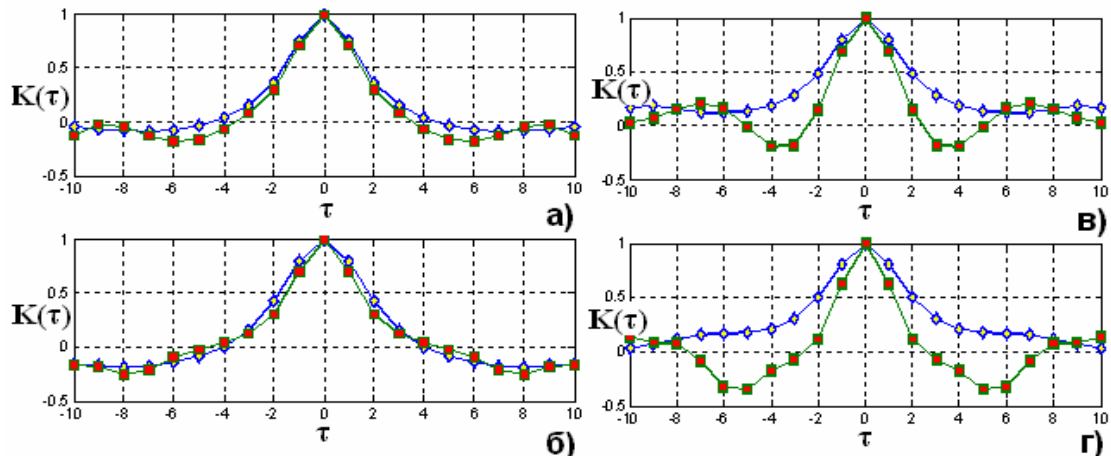


Рис.5. Сравнение корреляционных функций, построенных для шумового ($\diamond$) и контрольного разностного сигнала ($\square$). а, б) – результаты исследований ЭКГ здорового человека; в,г) – результаты исследований человека с нарушением сердечного ритма

Анализируя полученные результаты, можно прийти к выводу, что в первом случае корреляционные функции для обоих интервалов (контрольного и шумового) практически идентичны, что говорит об отсутствии ППП в исследуемом кардиосигнале. Во втором случае наблюдается явное отличие в формах корреляционных функций, что позволяет принять решение о наличии поздних потенциалов у данного пациента.

Выводы

В ходе моделирования, а также исследования реальных кардиосигналов, мы убедились, что для выявления регулярных поздних потенциалов предсердий лучше использовать спектральный метод анализа, а также вейвлет-преобразование и спектры высших порядков.

При идентификации нерегулярных микропотенциалов наглядные результаты показало использование корреляционной функции и вейвлет-преобразования.

На данный момент не определена приоритетность используемых методов и критериев, а также их прогностическая значимость при исследовании пациентов.

Литература

1. <http://medbook.medicina.ru/> Ройтберг Г.Е., Струтынский А.В. Внутренние болезни. Сердечно-сосудистая система, 2003.
2. Малая Л.Т., Дядык А.И., Багрий А.Э. Патогенез фибрилляции предсердий. Сообщение 1. // Украинский терапевтический журнал – До уваги практичного лікаря
3. Жаринов О.О., Жаринов И.О. Электрокардиография высокого разрешения: новый подход к обработке сигнала // Научно-технический вестник. Технологии управления – СПб, 2006. Вып. 33. С. 106-120.
4. Иванов Г.Г. Электрокардиография высокого разрешения / Под ред. Г.Г. Иванова, С.В. Грачева, А.Л. Сыркина. – М.: Триада_X, 2003. – 304 с.
5. К.В. Зайченко, О. О. Жаринов, А. Н. Кулин и др. Съем и обработка биоэлектрических сигналов: Учебное пособие – СПб.: РИО ГУАП, 2001. – 140 с.
6. Попов В.В., Буланова Н.А., Копица Н.П., Радзевич А.Э. Применение электрокардиографии высокого разрешения для оценки электрической нестабильности миокарда // Украинский терапевтический журнал. – 2007. – №1
7. Мустецов Н.В., Мельникова Е.В. Идентификация поздних потенциалов желудочков на основе вейвлет-технологий // Электроника и связь – 2004. – №21. – С.154–158.
8. Г.Г. Иванов, А.У. Елеулов, В.Е. Дворников, Н.И.Моисеенко Поздние потенциалы предсердий: электрокардио-графическая основа, методы регистрации и клиническое значение // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия "Медицина". – 1998. – № 1. – С. 86–128.
9. Абакумов В.Г., Рибін О.І., Сватош Й. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг – Київ, Нора-принт, 2003. – 426с.
10. Новиков А.К. Полиспектральный анализ. – СПб.: ЦНИИ им. акад. А.Н.Крылова, 2002, – 180с.
11. Иванушкина Н.Г., Иванько Е.О. Идентификация поздних потенциалов предсердий и желудочков методом полиспектрального анализа // Электроника и связь. Тематический выпуск "Проблемы электроники". – 2007. – ч.2. – С. 99-102.
12. Ananthram Swami, Jerry M. Mendel, Chrysostomos L. Nikias. Higher-Order Spectral Analysis Toolbox User's Guide. – The MathWorks, 1998, – 258p.
13. Фесечко В.О. Методи перетворення сигналів: Навч. посіб. – К.: ІВЦ "Видавництво "Політехніка", 2005. – 128с.