

казателя 100 % правильного обнаружения и полного отсутствия ошибок для слабозашумленной выборки ЭКС длительностью 30 мин, а также показателя уровня ошибок не выше 0,9 % для зашумленных ЭКГ сигналов.

К преимуществам данной методики детектирования R-зубцов ЭКС можно отнести простоту реализации, достаточное быстродействие для современных вычислительных систем, высокие показатели истинного обнаружения, малые ошибки ложного обнаружения и пропуска. Данный метод незначительно проигрывает в эффективности обнаружителю на основе нейронной сети, однако, последний метод значительно более сложный и трудоемкий, а также требует предварительного обучения нейронной сети на значительных массивах экспериментальных данных.

Список литературы:

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. – М.: Физматлит, 2013. 280 с.
2. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // *Circulation*. 1996. Vol. 93 (5). PP. 1043-1065.
3. Friesen G.M. et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1990. Vol. 27. Iss. 1. PP. 85-98.
4. Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC. – Edited by Willis J. Tompkins. Prentice Hall, New Jersey, 1993. 368 p.
5. Theis F.J., Meyer-Base A. Biomedical signal analysis: Contemporary methods and applications. – The MIT Press, 2010. 423 p.
6. Xue Q., Hu Y.H., Tompkins W.J. Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1992. Vol. 39. PP. 317-329.
7. Kadambe S., Murray R. et al. Wavelet transform based QRS complex detector // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1999. Vol. 46. Iss. 7. PP. 838-848.
8. Pan J., Tompkins W.J. A real time QRS detection algorithm // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1985. Vol. 32. PP. 230-236.
9. Ruha A., Sallinen S., Nissila S. A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1997. Vol. 44. Iss. 3. PP. 159-167.
10. Strang G., Nguyen T. Wavelets and Filters Banks. – Wellesley-Cambridge-Press, 1996. 490 p.
11. McSharry P.E. et al. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2003. Vol. 50. Iss. 3. PP. 289-295.
12. Moody G.B., Mark R.G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database // *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2001. Vol. 20. Iss. 3. PP. 45-50.

Александр Александрович Федотов,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра лазерных и биотехнических систем,
Самарский национальный исследовательский
университет им. акад. С.П. Королева,
г. Самара,
e-mail: fedoaleks@yandex.ru

А.П. Зарецкий, А.П. Кулешов, Г.А. Громыко

Современные медико-технические концепции анализа эндокардиальных сигналов при фибрилляции предсердий

Аннотация

Фибрилляция предсердий (ФП) является наиболее распространенной аритмией, встречающейся в клинической практике, однако окончательного понимания механизмов возникновения, распространения и повторной инициации этой аритмии нет. Описанный факт является лимитирующим не только с научной точки зрения, но и с практической, поскольку из-за отсутствия единой теории не могут быть разработаны регламентирующие документы для лечения данной патологии. В последнее время наблюдается повышенный интерес к теории, базирующейся на том, что спиральные волны, или роторы, имеющие специфические особенности для каждого предсердия, являются источником запуска фибрилляции, поэтому могут служить мишенью для радиочастотного воздействия при эндокардиальных малоинвазивных вмешательствах. Также существует подход, основанный на поиске участков предсердия, в которых могут быть зарегистрированы комплексные фракционированные предсердные эндограммы (КФПЭ). В настоящей статье представлены основные концепции анализа предсердных сигналов во время фибрилляции предсердий, отражающие как технические, так и медицинские аспекты.

Введение

В настоящее время основные теории о принципах возникновения фибрилляция предсердий (ФП) предназначены для помощи врачам при принятии решений в клинических случаях. Тем не менее такие рекомендации не опираются на вычислительный анализ сигнала и его интерпретацию. Так, например, применение спектрального анализа для выявления различных форм организации и формирования ФП, вклада желудочковой компоненты в сигнал и других особенностей могло бы повысить эффективность тактики лечения и послеоперационного ведения пациентов [1].

Как и при регистрации поверхностного электрокардиосигнала (ЭКС), при записи эндокардиальных сигналов (ЭнКС) во

время ФП наличие желудочковой активности должно рассматриваться в качестве шума, который должен быть удален из сигнала. В связи с этим корректный анализ и интерпретация ФП при регистрации ЭнКС требуют экстракции, или удаления, компонентов сигнала, связанных с желудочковой активностью, т. е. V-спайка (представленного на поверхностной ЭКГ QRS-комплексом и волной T). К сожалению, ряд факторов мешает этой операции [2]. Во-первых, амплитуда предсердного спайка в ЭнКС гораздо меньше амплитуды желудочкового спайка. Во-вторых, оба эти явления обладают спектральными распределениями, которые перекрываются, что, в свою очередь, приводит к неэффективности применения фильтров с линейной характеристикой. Для решения поставленной задачи в течение нескольких последних лет были предложены как

простые алгоритмы, базирующиеся на принципе вычитания сигналов [3], так и адаптивные методы, основанные на многомерной обработке сигналов [4].

С клинической точки зрения, оценка доминирующей предсердной частоты (ДПЧ) является важной задачей при анализе ЭНКС при ФП. При сравнении ЭКС и ЭНКС было выявлено, что оценка частоты ЭКС при ФП может быть использована в качестве индекса межпредсердной длины цикла [5]. Анализ зарегистрированных ЭНКС при пароксизме ФП с низкой ДПЧ позволяет говорить о спонтанном прекращении фибрилляторной активности, тогда как высокая ДПЧ ассоциируется с резистентностью к медикаментозной терапии [6]. Также необходимо отметить, что вероятность успешной фармакологической кардиоверсии выше при ДПЧ < 6 Гц [7]. Кроме того, для пациентов с ДПЧ > 6,5 Гц риск раннего рецидива ФП выше [8], поэтому при отборе пациентов для применения кардиоверсии имеет смысл анализировать также и ДПЧ. При рассмотрении вопроса с другой точки зрения можно говорить о том, что при лечении ФП важно также количественно определять повторяемость пароксизмов, тем самым предоставляя клиническую информацию для выбора последующей тактики лечения (кардиоверсия или радиочастотная абляция) [9]-[11].

Особенности регистрации эндокардиальных сигналов

Аналогично регистрации поверхностной ЭКГ, анализ и интерпретация патофизиологических особенностей эндокардиальных сигналов позволяют подобрать наиболее эффективную стратегию лечения. С помощью такого анализа могут быть не просто выбраны наиболее эффективные для конкретного случая методы лечения, но и разработаны новые тактики на основе применения радиочастотной абляции [12], антиаритмических препаратов [13], имплантируемых кардиовертер-дефибрилляторов [14]. В этом контексте алгоритм слепой обработки сигналов (СОС) (рис. 1) может быть применен к ЭНКС для того, чтобы отличить синусовый ритм и фибрилляцию [15], для анализа организации ФП [9], синхронизации [16] и оценки воздействия на эндокард методом радиочастотной абляции и после приема антиаритмических препаратов [17].

Необходимо отметить, что при применении СОС-алгоритма наблюдаются неправильные интерпретации ЭНКС, когда организованный ритм предсердий трактуется как ФП (рис. 2).

Следует обратить внимание на то, что на рис. 2а мерцательный ритм имеет хорошо организованную структуру и отделен от желудочковой компоненты. На представленном ЭНКС можно заметить желудочковую компоненту при деполяризации, тогда как остальные три сигнала выделены с применением алгоритма выделения предсердной активности из смешанного

сигнала после сокращения желудочков. Заметим, что СОС-алгоритм может изменять форму сегментов предсердного сигнала, что, безусловно, отражается на дальнейшей анализе и интерпретации. Для неорганизованной ФП (рис. 2б) СОС-алгоритм позволяет лучше выделять предсердную активность, уменьшая желудочковую компоненту благодаря нерегулярности работы предсердий.

Из-за указанных проблем при использовании СОС-алгоритма были разработаны новые методы [18]. Во-первых, для поставленных задач может быть применен метод адаптивного удаления желудочковой компоненты (АУЖК), основанный на применении адаптивной фильтрации, которая используется для обработки сигнала с опорного канала, для оценки помех, вычитаемых затем из сигнала основного канала [19]. В этом случае основной канал, записывающий ЭНКС, содержит предсердные и желудочковые компоненты. С другой стороны, опорным каналом может быть отведение II на стандартной поверхности ЭКГ. Выбор данного канала обоснован тем, что большая амплитуда желудочковой компоненты и одинаковое время рефрактерности наблюдаются на ЭКС и ЭНКС [20]. Последний подход, как правило, используется для извлечения предсердного сигнала от ЭНКС в СОС-алгоритме, потому что сигналы предсердной и желудочковой активности рассматриваются как несвязанные и некоррелированные процессы, которые, однако, при регистрации ЭНКС с помощью эндокардиального электрода кажутся смешанными. Таким образом, для корректного анализа ЭНКС при пароксизме фибрилляции предсердий необходимо выбрать опорный сигнал на поверхностном ЭКГ (отведение I или II). В таком случае размерность признаков будет составлять 2×2 (2 поверхностных и 2 эндокардиальных отведения), что позволит также проанализировать диссоциацию. Алгоритм быстрого анализа независимых компонент (АНК) в данном случае будет предпочтительнее ввиду быстрой сходимости и корректных рабочих характеристик [21]. Сравнение результатов применения различных алгоритмов и методов продемонстрировали эффективность применения АНК (рис. 2).

Спектральный анализ мощности

В большинстве исследований спектр обычно определяется с помощью дискретного преобразования Фурье (ДПФ) автокорреляционной функции сигнала. В этом случае предсердная составляющая ЭНКС разделена на более короткие, перекрывающиеся сегменты, которые затем анализируются с помощью оконного преобразования, например Уэлча [22], [23]. Заключительным шагом такого подхода является усреднение спектров мощности соответствующих сегментов для получения общего спектра всего ЭНКС.

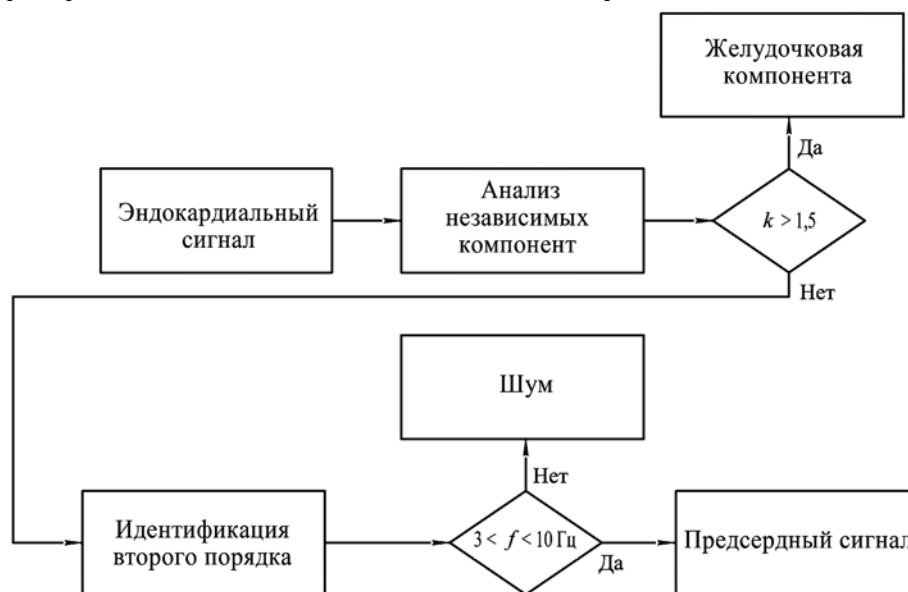


Рис. 1. Блок-схема алгоритма слепой обработки сигналов

Существуют два способа вычисления спектральной плотности мощности дискретного сигнала: 1) оценить его автокорреляционную функцию, а затем применить ДПФ; 2) применить ДПФ к ЭнКС, а затем вычислить квадрат величины для получения периодограммы. Как показывает практика подобных исследований, второй способ применяется чаще вследствие эффективности ДПФ, доказанной во множестве областей [24], [25]. Спектральный анализ мощности сигнала необходимо на-

чать с графической визуализации результатов. Так, на *рис. 3а* и *б* представлены примеры ЭнКС и их спектры, обработанные и визуализированные с помощью программной среды LabView.

Рассмотрим представленные результаты. Так, на *рис. 3а* представлен ЭнКС, зарегистрированный на дистальных электродах абляционного катетера в области устья верхней правой легочной вены. На *рис. 3б* представлен спектр зарегистрированного сигнала, на котором можно выделить доминантные

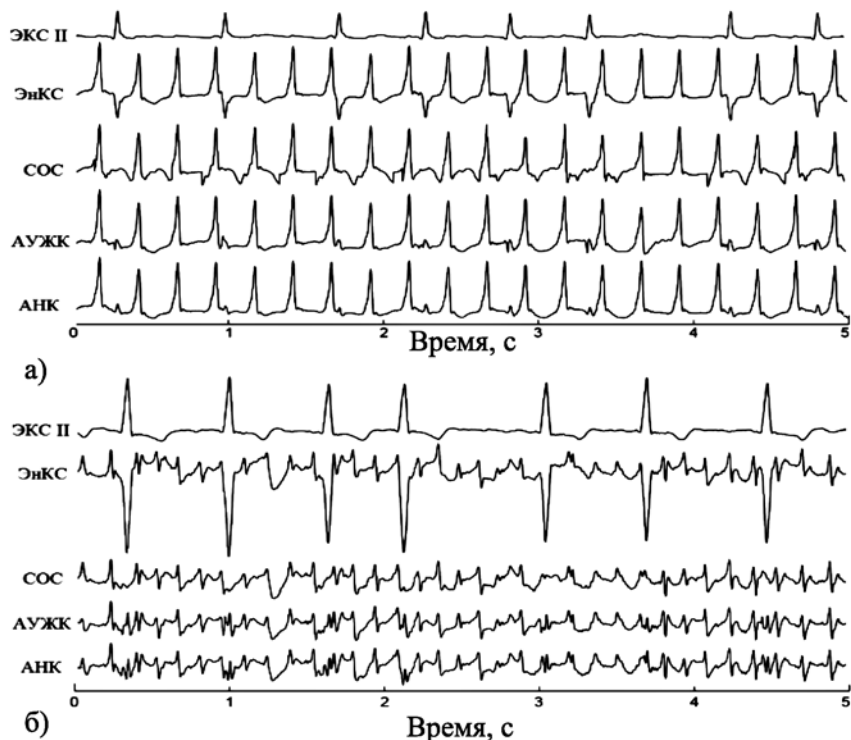


Рис. 2. Визуализации некорректной работы СОС-алгоритма: а) организованная ФП; б) неорганизованная ФП [18]

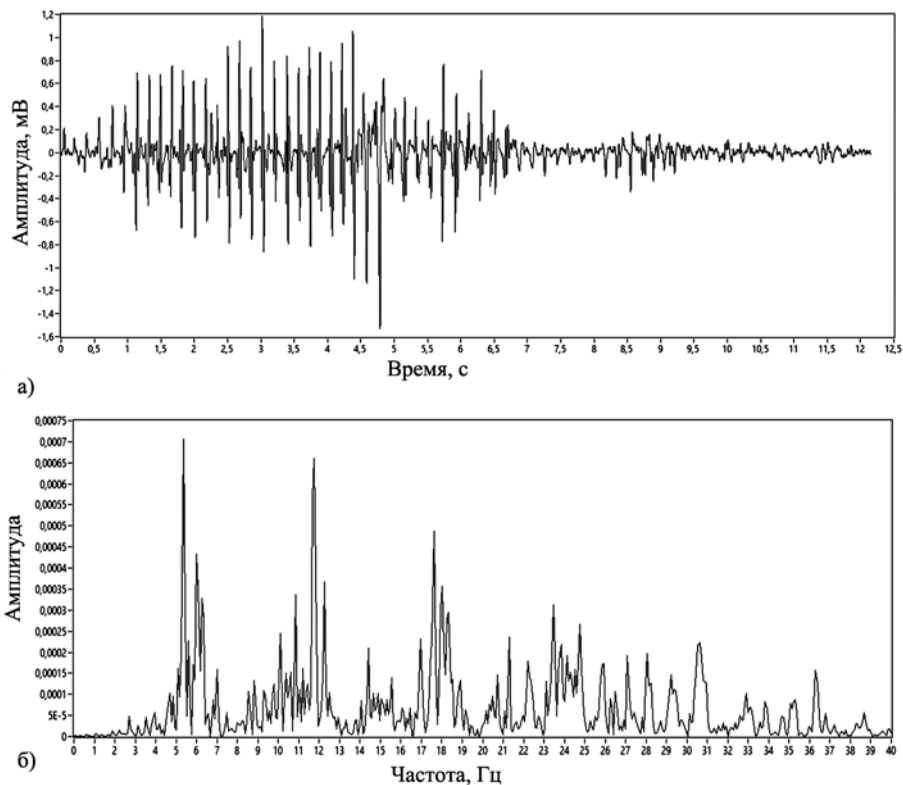


Рис. 3. Пример спектрального анализа:

а) биполярный ЭнКС дистальных электродов катетера; б) спектр биполярного ЭнКС дистальных электродов катетера

частоты, характерные для ЭНКС в указанной области левого предсердия. До получения спектральных характеристик сигнала в ряде случаев требуется оконная фильтрация, например, с помощью окна Хэмминга [25]. Следует отметить, что на представленном графике (рис. 3б) частота на оси абсцисс обозначена в герцах, тогда как ряду клиницистов удобнее анализировать полученные результаты в ударах в минуту (уд/мин). С помощью спектрального анализа регистрируемого ЭНКС также можно дифференцировать сигналы, характерные для правого и левого предсердий.

Частотно-временной анализ

Как отмечалось ранее, спектральный анализ мощности сигнала позволяет оценить среднее поведение сигнала в течение анализируемого интервала времени, а также узнать ДЧПС, что и является основной целью с точки зрения клинической электрофизиологии. Анализ предметной области позволяет предположить, что волны фибрилляции имеют времязависимые свойства и несут в себе основную необходимую информацию [26]. Результаты многочисленных исследований [27]-[33] продемонстрировали влияние симпатической и парасимпатической систем в отношении циркадного ритма, а также частотные характеристики сигнала при указанном взаимодействии. Наиболее распространенным подходом к анализу таких сигналов является применение преобразования Фурье для каждого сегмента ЭНКС во время пароксизма ФП. Такой метод называется кратковременным преобразованием Фурье (КПФ). При использовании этого метода происходит адаптивный подбор временного окна для анализа сегмента сигнала. В результате получается двумерная функция, в которой разрешение по времени и частоте подбирается исходя из двух критериев. Как и в случае с периодограммами, спектрограмма сигнала может быть получена путем вычисления квадрата амплитуды для представления сигнала в частотно-временной области. Разрешающая способность при использовании такого метода ограничена длиной окна по времени.

Неоднозначность и противоречивость требований к временным и частотным разрешениям при использовании метода КПФ продемонстрировала необходимость использования других методов в практической электрофизиологии. Метод КПФ основан на линейной зависимости от сигнала, тогда как более новые методы [29] имеют квадратичную зависимость, обеспечивая тем самым более высокое разрешение. Одним из таких методов, эффективных при анализе частотных зависимостей при пароксизмах ФП, является кросс-распределение Вигнера-Вилле. Этот метод является одним из наиболее часто встречающихся в практике благодаря анализу большего, относительно длины окна, временного сегмента, а также возможности анализировать вариации ДЧПС [30].

Оценка спектрального профиля

Приведенные выше методы спектрального анализа имеют ограничения, связанные с учетом только центрального пика спектральной активности, тогда как гармонический анализ не предусматривается. Однако стоит отметить, что оценка гармоник ЭНКС представляет собой клинический интерес [31]. Суть такого метода заключается в распределении по времени последовательных коротких отрезков предсердной активности. Далее производится анализ спектра и параметров, описывающих изменения ДЧПС, а также удаление из сигнала волны фибрилляции (оценка производится по морфологии). Таким образом, спектр каждого отрезка моделируется как смещенный по частоте и амплитуде спектр полного сигнала. Преобразование в частотной области выполняется с помощью ДПФ в логарифмической шкале частот. Такая специфическая шкала позволяет согласовать два и более спектра путем сдвига, даже если они имеют различные частоты и связанные с ними гармоники [32]. Спектральный профиль динамически обновляется из предыдущих спектров, сопоставляется с каждым новым спектром с использованием метода оценки взвешенных наименьших квадратов. Сдвиг частоты требуется для достижения оптимального согласования, что впоследствии дает меру

отклонения скорости нарастания амплитуды предсердной активности ЭНКС при фибрилляции и без нее. Важной особенностью этого подхода является улучшенная визуализация пиков спектрального профиля. В результате спектральный профиль представляется более удобным для анализа гармоник, амплитуда которых лучше визуализирует волну пароксизма ФП.

В качестве недостатков метода оценки необходимо отметить невозможность четкого разделения предсердной и желудочковой активностей. Для выполнения такой задачи было предложено использовать в неявном виде марковские цепи для большей точности при оценке ДЧПС [33]. Марковские цепи состоят из конечного числа состояний с заданным набором вероятностей перехода между смежными состояниями. Анализ полученных фактов позволяет сделать вывод об оптимальности использования алгоритма Витерби для оценки ДЧПС, благодаря наличию матрицы переходного состояния и оптимальному соотношению сигнал/шум.

Заключение

Последние достижения в области анализа и обработки сигналов представляют на сегодняшний день эффективные решения обработки эндокардиальных сигналов для анализа процессов во время фибрилляции предсердий. Указанные факты доказывают актуальность исследований в области обработки ЭНКС с целью удаления желудочковой активности из сигнала для последующего анализа именно предсердной активности. Развитие методов и средств в данной области способствовало разработке передовых методов анализа волн фибрилляции. Таким образом, методы, алгоритмы и модели обработки сигналов, освещенные в указанной статье, были проанализированы авторами для последующего использования при разработке метода малоинвазивного картирования микророторов левого предсердия, основанного на математической обработке и анализе распределения потенциалов действия эндокардиальной области для последующего радиочастотного воздействия у пациентов с пароксизмальной и персистирующей формами фибрилляции предсердий.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 16-37-60012.

Список литературы:

1. Bollmann A., Husser D., Mainardi L., Lombardi F., Langley P., Murray A., Rieta J.J., Millet J., Olsson S.B., Stridh M., Sörnmo L. Analysis of surface electrocardiograms in atrial fibrillation: Techniques, research, and clinical applications // *Eurpace*. 2006. Vol. 8. № 11. PP. 911-926.
2. Sörnmo L., Stridh M., Husser D., Bollmann A., Olsson S.B. Analysis of atrial fibrillation: From electrocardiogram signal processing to clinical management // *Philos Transact: A Math. Phys. Eng. Sci.* 2009. Vol. 367. № 1887. PP. 235-253.
3. Slocum J., Byrom E., McCarthy L., Sahakian A., Swiryn S. Computer detection of atrioventricular dissociation from surface electrocardiograms during wide QRS complex tachycardias // *Circulation*. 1985. Vol. 72. № 5. PP. 1028-1036.
4. Rieta J.J., Castells F., Sánchez C., Zarzoso V., Millet J. Atrial activity extraction for atrial fibrillation analysis using blind source separation // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2004. Vol. 51. № 7. PP. 1176-1186.
5. Holm M., Pehrson S., Ingemansson M., Sörnmo L., Johansson R., Sandhall L., Sunemark M., Smideberg B., Olsson C., Olsson S.B. Non-invasive assessment of the atrial cycle length during atrial fibrillation in man: Introducing, validating and illustrating a new ECG method // *Cardiovasc Res*. 1998. Vol. 38. № 1. PP. 69-81.
6. Niwano S., Sasaki T., Kurokawa S., Kiryu M., Fukaya H., Hatakeyama Y., Niwano H., Fujiki A., Izumi T. Predicting the efficacy of antiarrhythmic agents for interrupting persistent atrial fibrillation according to spectral analysis of the fibrillation waves on the surface ECG // *Circulation*. 2009. Vol. 73. № 7. PP. 1210-1218.

7. *Bollmann A., Kanuru N.K., McTeague K.K., Walter P.F., DeLurgio D.B., Langberg J.J.* Frequency analysis of human atrial fibrillation using the surface electrocardiogram and its response to ibutilide // *American Journal Cardiology*. 1998. Vol. 81. № 12. PP. 1439-1445.
8. *Langberg J., Burnette J.C., McTeague K.K.* Spectral analysis of the electrocardiogram predicts recurrence of atrial fibrillation after cardioversion // *Journal Electrocardiology*. 1998. Vol. 31. PP. 80-84.
9. *Faes L., Nollo G., Antolini R., Gaita F., Ravelli F.* A method for quantifying atrial fibrillation organization based on wave-morphology similarity // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2002. Vol. 49. № 12. PP. 1504-1513.
10. *Alcaraz R., Rieta J.J.* A review on sample entropy applications for the non-invasive analysis of atrial fibrillation electrocardiograms // *Biomed. Signal Process Control*. 2010. Vol. 5. PP. 1-14.
11. *Sih H.J.* Measures of organization during atrial fibrillation // *Annali dell'Istituto superior di sanità*. 2001. Vol. 37. № 3. PP. 361-369.
12. *Nademanee K., McKenzie J., Kosar E., Schwab M., Sunsaneewitayakul B., Vasavakul T., Khunnawat C., Ngarmukos T.* A new approach for catheter ablation of atrial fibrillation: Mapping of the electrophysiologic substrate // *J. Am. Coll. Cardiol.* 2004. Vol. 43. № 11. PP. 2054-2056.
13. *Shan Z., Van Der Voort P.H., Blaauw Y., Duytschaever M., Allesie M.A.* Fractionation of electrograms and linking of activation during pharmacologic cardioversion of persistent atrial fibrillation in the goat // *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2004. Vol. 15. № 5. PP. 572-580.
14. *Dosdall D.J., Ideker R.E.* Intracardiac atrial defibrillation // *Heart Rhythm*. 2007. Vol. 4. № 3. PP. 51-56.
15. *Shkurovich S., Sahakian A.V., Swiryn S.* Detection of atrial activity from high-voltage leads of implantable ventricular defibrillators using a cancellation technique // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1998. Vol. 45. № 2. PP. 229-234.
16. *Mase M., Faes L., Antolini R., Scaglione M., Ravelli F.* Quantification of synchronization during atrial fibrillation by shannon entropy: Validation in patients and computer model of atrial arrhythmias // *Physiological Measurement*. 2005. Vol. 26. № 6. PP. 911-923.
17. *Houben R.P., Allesie M.A.* Processing of intracardiac electrograms in atrial fibrillation. Diagnosis of electropathological substrate of AF // *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2006. Vol. 25. № 6. PP. 40-51.
18. *Rieta J.J., Hornero F.* Comparative study of methods for ventricular activity cancellation in atrial electrograms of atrial fibrillation // *Physiol. Meas.* 2007. Vol. 28. № 8. PP. 925-936.
19. *Widrow B., Glover J.R., McCool J.M. et al.* Adaptive noise cancelling: Principles and applications // *Proceedings of the IEEE*. 1975. Vol. 63. № 12. PP. 1692-1716.
20. *Malmivuo J., Plonsey R.* Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. – Oxford University Press, 1995. P. 358.
21. *Huvarinen A., Karhunen J., Oja E.* Independent Component Analysis. – John Wiley & Sons, Inc., 2001. P. 412.
22. *Welch P.D.* Use of Fast Fourier Transform for estimation of power spectra: A method based on time averaging over short modified periodograms // *IEEE Trans. Audio and Electroacoustics*. 1967. Vol. 15. № 2. PP. 70-73.
23. *Hamming R.W.* Digital filters. Prentice-Hall signal processing series. – N.J.: Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1977. P. 283.
24. *Manolakis D.G., Ingle V.K., Kogon S.M.* Statistical and adaptive signal processing: Spectral estimation, signal modeling, adaptive filtering, and array processing. – Boston: Artech House, 2005. P. 485.
25. *Najim M.* Modeling, estimation and optimal filtering in signal processing. Digital signal and image processing series. – London: J. Wiley & Sons, 2008. P. 372.
26. *Stridh M., Sörnmo L., Meurling C. J., Olsson S.B.* Characterization of atrial fibrillation using the surface ECG: Time-dependent spectral properties // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2001. Vol. 48. № 1. PP. 19-27.
27. *Shkurovich S., Sahakian A.V., Swiryn S.* Detection of atrial activity from high-voltage leads of implantable ventricular defibrillators using a cancellation technique // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1998. Vol. 45. № 2. PP. 229-234.
28. *Kuleshov A.P., Ilyin A.V., Zaretsky A.P.* Continuous Visualization of P-Q Intervals in Portable Devices for Monitoring Human Organism Functional State // *Sovremennye tehnologii v medicine*. 2016. Vol. 8. № 1. PP. 41-47.
29. *Cohen L.* Time-frequency analysis. – Prentice Hall PTR, Englewood Cliffs, N.J., 1995. P. 451.
30. *Boashash B.* Estimating and interpreting the instantaneous frequency of a signal. Algorithms and applications // *Proceedings of the IEEE*. 1992. Vol. 80. № 4. PP. 540-568.
31. *Everett T.H., 4th, Moorman J.R., Kok L.C., Akar J.G., Haines D.E.* Assessment of global atrial fibrillation organization to optimize timing of atrial defibrillation // *Circulation*. 2001. Vol. 103. № 23. PP. 2857-2861.
32. *Stridh M., Sörnmo L., Meurling C.J., Olsson S.B.* Sequential characterization of atrial tachyarrhythmias based on ECG time-frequency analysis // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2004. Vol. 51. № 1. PP. 100-114.
33. *Sandberg F., Stridh M., Sörnmo L.* Frequency tracking of atrial fibrillation using hidden Markov models // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2008. Vol. 55. № 2. PP. 502-511.

Алексей Петрович Зарецкий,
 канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Аркадий Павлович Кулешов,
 инженер,
 кафедра радиотехники и систем управления,
 Московский физико-технический институт
 (государственный университет),
 г. Долгопрудный,
Григорий Алексеевич Громько,
 канд. мед. наук,
 врач, сердечно-сосудистый хирург,
 отделение рентгенохирургических методов
 диагностики и лечения тахиаритмий,
 ФГКУ «ГВКГ им. акад. Н.Н. Бурденко» МО РФ,
 г. Москва,
 e-mail: a.p.zaretskiy@gmail.com

* * * * *