

источников, которые задают физические поля биообъекта; 6 – оператор трансформации полей источников при прохождении сигнала от этих источников к поверхности биообъекта (к точке съема измерительной системой); 7 – пространственное демультимплексирование (способы контакта датчиков с биологическим объектом); 8 – множество каналов физиологических измерений; 9 – система дополнительных каналов; 10 – мультиплексор; 11 – процессорный блок преобработки сигнала; 12 – блок постобработки и анализа.

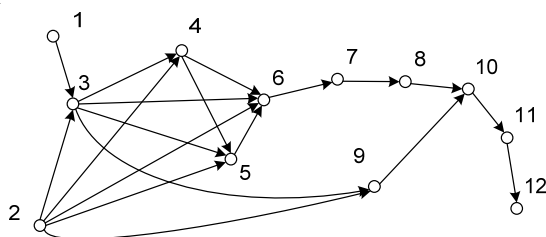


Рис. 2. Ядро биоинструментальной электроэнцефалографической ИИС

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Цветков Э.И. Основы математической метрологии. – СПб.: Политехника, 2005. – 510 с.
2. Цветков Э.И. Основы математической метрологии. Т. 2. Метрологический синтез. – СПб.: ЛЭТИ, 2009. – 96 с.
3. Цветков Э.И. Основы математической метрологии. Т. 2. Метрологическая верификация измерительных процедур и средств. – СПб.: ЛЭТИ, 2011. – 110 с.
4. Муха Ю.П., Бугров А.В. Биоинструментальные адаптивные системы в медицине // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2009. – № 4. – С. 25-34.
5. Акулов Л.Г., Литовкин Р.В. Метрологический подход к оценке структурной сложности системы исследования биопотенциалов мозга // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2009. – № 4. – С. 42-50.
6. Маклейн С. Категории для работающего математика: Пер. с англ. / Под ред. В.А. Артамонова. – М.: Физматлит, 2004. – 352 с.
7. Муха Ю.П., Акулов Л.Г. Модель измерительного уравнения при исследовании биопотенциалов организма на примере электроэнцефалографии // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». Серия "Биотехнические системы в медицине и экологии". – 2006. – Вып. 2. – С. 80-89.

Статью рекомендовал к опубликованию к.ф.-м.н., доцент А.В. Харланов.

**Акулов Леонид Геннадьевич** – Волгоградский государственный технический университет; e-mail: TinyLeo@mail.ru; 400121 г. Волгоград, пр. Ленина 28; тел.: 88442248488; кафедра вычислительной техники; ст. преподаватель.

**Akulov Leonid Gennadyevich** – Volgograd State Technical University; e-mail: TinyLeo@mail.ru; 28, Lenina pr., Volgograd, 400121, Russia; phone: +78442248488; the department of computer engineering; senior lecturer.

УДК 615.471

**С.А. Синютин, В.Г. Захаревич**

#### **АНАЛИЗ СТРЕССА ПО ДАННЫМ ВАРИАЦИОННОЙ ПУЛЬСОМЕТРИИ С ПОМОЩЬЮ WAVELET ПРЕОБРАЗОВАНИЯ**

*Статья посвящена анализу стресса физиологичными методами, использующими данные вариационной пульсометрии с помощью wavelet преобразования. Показано, что для анализа нестационарного ряда RR-интервалов можно использовать дискретное wavelet*

преобразование. Наиболее четкое частотное разделение спектра RR-интервалов дает вейлет Мейера, однако в вычислительном отношении он является наиболее трудоемким. Для обработки ряда RR-интервалов в реальном времени наиболее подходящим является вейлет Р. Коифмана 4-го порядка. Результаты применения разработанной методики определения основного индикатора стресса – отношения LF/HF для стационарных рядов практически совпадает с традиционным методом, но, в отличие от него применима и в нестационарных случаях.

*Wavelet преобразования; RR-интервалы; стресс.*

**S.A. Siniutin, V.G. Zakharevich**

### **USING WAVELET TRANSFORM IN STRESS ANALYSIS BY VARIATION PULSOMETRY DATA**

*This article describes the stress analysis with physiological methods using wavelet transform of variation pulsometry data. It is shown that for non-stationary RR-interval series one can use discrete wavelet transform. The Meyer wavelet gives the most distinct frequency division of RR-interval spectrum but it is also the most complicated wavelet for computing. For real-time RR-interval series processing the most useful wavelet is Coifman 4-th order wavelet. Results of developed main stress indicator defining method – LF/HF relation for stationary series is almost a match to traditional method. But unlike the traditional method it can be used also in non-stationary cases.*

*Wavelet transform; RR-interval; stress.*

Определение стресса (и, наоборот, расслабления) – важная задача для обеспечения надежной работы человеко-машинных комплексов, прогнозирования течения заболевания, оценки послеоперационного периода. Для таких систем, как монитор водителя транспортного средства, определение состояния стресса должно осуществляться комфортными методами, не влияющими на качество выполнения основной задачи оператора. Измерение интервалов RR является именно таким методом. Разработано множество достаточно компактных измерителей, включая бесконтактные на базе радиолокации сверхширокополосных (СШП) сигналов. С точки зрения оценки RR-интервального ряда на предмет выявления признаков стресса ситуация мало изменилась за последнее десятилетие. Практически основные пути решения этой задачи обозначены в классической работе Р.М. Баевского [1]. Последующие работы в основном уточняли числовые значения порогов признаков, соответствующих состоянию стресса.

Рассмотрим основные параметры оценки RR-интервального ряда, наиболее рельефно изменяющиеся при стрессе.

Наиболее часто используемый признак – изменение соотношения низкочастотных и высокочастотных составляющих в спектре RR-интервалов (LF/HF). Отношение LF/HF при стрессе может увеличиться на порядок и более, при бодрствовании в спокойном состоянии этот показатель находится в пределах 1.0 – 2.0.

Второй признак – общая мощность всех спектральных составляющих (TP). При стрессе TP имеет тенденцию к уменьшению (в 2–3 раза).

Третий признак – индекс напряжения регуляторных систем (ИН). Этот показатель при стрессе быстро и нелинейно растет, увеличиваясь в десятки раз.

В принципе, имея фоновые значения этих признаков, данные о нормальной их вариабельности у данного человека можно по предьявленному их тренду определить начало стрессовой ситуации и оценить уровень стресса. Более точную оценку стресса дают априорные данные об изменении этих показателей при стрессе у конкретно этого человека.

Основной проблемой при разработке аппаратно-программных комплексов для оценки уровня стресса является надежная регистрация этих параметров. Так, например, всего одна экстрасистола способна изменить вариационный размах

RR-интервального ряда в 3–4 раза, а поскольку в формуле для ИН вариационный размах находится в знаменателе, то и ИН изменится в 3–4 раза. К аналогичным проблемам приводят и артефакты движения. Если при анализе состояния больного еще можно потребовать неподвижности в течение 5–10 минут (хотя это тоже не просто осуществить), то для водителя это абсолютно неприемлемо. Экстрасистолы и локальные артефакты на интервалограмме подобны случайным коротким импульсам, которые обогащают составляющую HF (в 2–5 раз), соответственно во столько же раз изменяется и отношение LF/HF. Таким образом, единичная экстрасистола или двигательный артефакт способны разрушить правильную оценку RR-интервального ряда на предмет наличия стрессовой ситуации. В клинической практике при анализе RR-интервального ряда применяют ручное удаление экстрасистол и артефактов с последующей интерполяцией RR-интервального ряда для сохранения целостности его временной структуры. Для автоматических комплексов эта методика не применима.

Целью данной работы является разработка методов обработки RR-интервального ряда, наиболее пригодных для построения автоматических аппаратно-программных комплексов оценки уровня стресса.

*Материалы и методы.* Основные проблемы при анализе RR-интервального ряда возникают из-за нестационарности процесса. Необходимо применение компактных во временной области носителей для более точной привязки ко времени наблюдаемых феноменов. Такой компактностью обладает Wavelet преобразование. Далее будет показано, что использование этого функционального преобразования, с одной стороны, позволяет анализировать нестационарные процессы, а с другой стороны, использовать оценки RR-интервального ряда, разработанные при спектральном Фурье анализе.

Рассмотрим фильтрующие свойства Wavelet преобразования. Воспользуемся библиотекой Wavelet ToolBox пакета MATLAB [2]. Для этого обрабатываем 1000 реализаций белого шума дискретным Wavelet преобразованием, оставляя 1–2 декомпозиции сигнала разных уровней. После удаления лишних декомпозиций восстанавливаем сигнал с помощью обратного Wavelet преобразования и определяем спектр мощности восстановленного сигнала:

```
for i=1:1024
    b1(i)=1000*rand(1); % генерируем реализацию белого шума
end;
[SWA,SWD]=swt(b1,8,w); % производим разложение реализации белого шума
SWA(:,:)=0; % обнуляем аппроксимацию
SWD(1,:)=0; % обнуляем декомпозиции
SWD(2,:)=0;
SWD(3,:)=0;
SWD(4,:)=0;
%SWD(5,:)=0; % оставляем только 5
%SWD(6,:)=0; % и 6 декомпозиции разложения
SWD(7,:)=0;
SWD(8,:)=0;
b2=iswt(SWA,SWD,w); % восстановление сигнала
N1=length(b2); YS1=fft(b2); % БПФ восстановленного сигнала
PS1=YS1.*conj(YS1)/N1; % определение мощности
SPS1=SPS1+PS1; % Накопление гармоник спектра реализации восстановленного сигнала.
```

Численные эксперименты показали, что для получения достаточно хорошего разрешения по частоте и точной оценки медленных колебаний необходимо RR-интервальный ряд дискретизировать с частотой 4–5 Гц и иметь реализацию не ме-

нее 1024 точки. Это согласуется и с методикой оценки кардиоинтервалограмм (не менее 300 интервалов). При ЧСС 75 ударов в минуту и частоте дискретизации 4,5 Гц выборка 1024 отсчетов дает 284 интервала.

Данная процедура применялась с разными типами вейвлетов, результаты показаны на рис. 1–5.

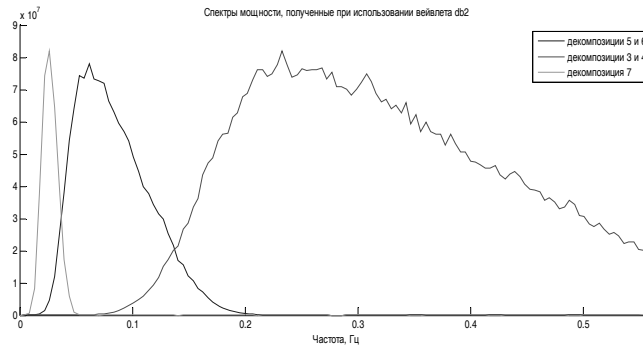


Рис. 1. Фильтрующие возможности вейвлета Добеши 2-го порядка

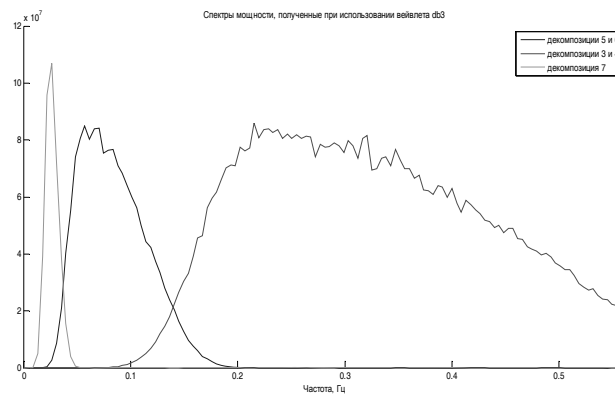


Рис. 2. Фильтрующие возможности вейвлета Добеши 3-го порядка

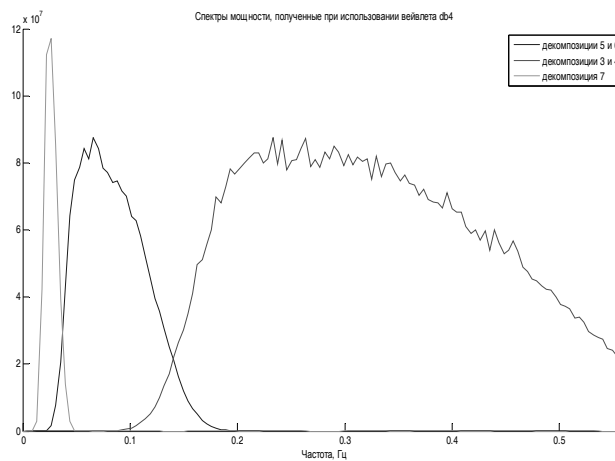


Рис. 3. Фильтрующие возможности вейвлета Добеши 4-го порядка

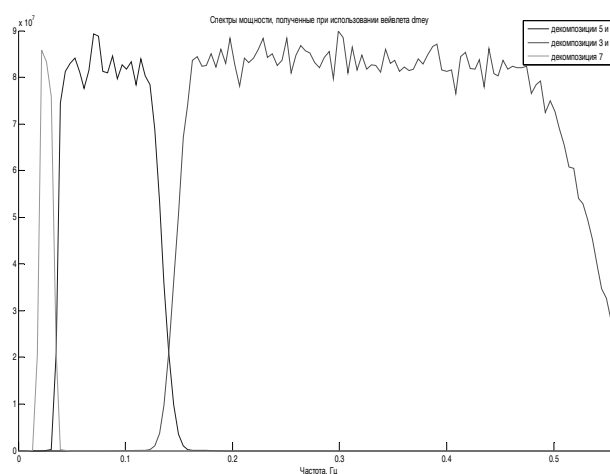


Рис. 4. Фильтрующие возможности вейвлета Мейера

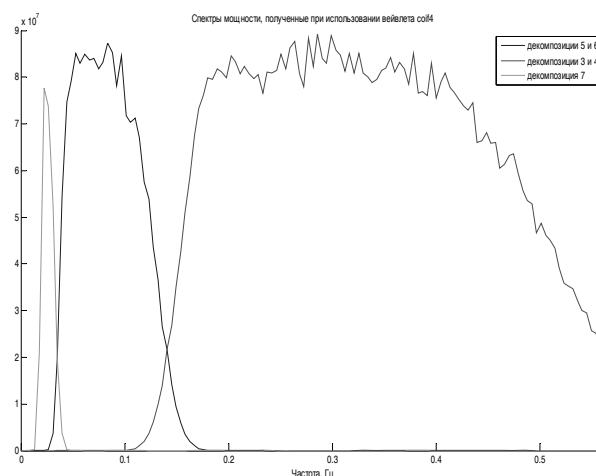


Рис. 5. Фильтрующие возможности вейвлета Коифмана 4-го порядка

*Обсуждение результатов.* Из анализа рисунков видно, что наилучшие фильтрующие свойства у вейвлета Мейера. Однако этот вейвлет не применим для быстрых алгоритмов дискретного wavelet преобразования. Поэтому его можно в основном применять при апостериорной обработке сигналов.

Для оценки применимости Wavelet преобразования при анализе стресса были использованы тестовые записи RR интервалов из базы MIT-BIH [3]. Из всех записей были выбраны наиболее стационарные экземпляры. Для этих 15 записей параллельно проводился анализ по традиционной методике (с помощью БПФ) и с использованием описанной выше методики разложения, прореживания декомпозиций и восстановления сигналов. Оценка мощности производилась путем суммирования квадратов восстановленного сигнала. Результаты численных экспериментов показаны на рис. 6.

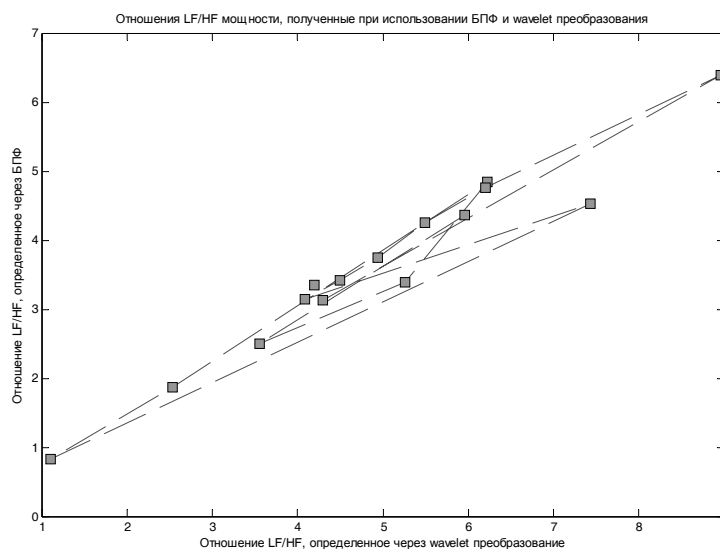


Рис. 6. Корреляционное облако оценок отношения LF/HF, определенное двумя методами

Как видно из рисунка 6, налицо хорошая корреляция оценок отношения, определенного по различным методикам. Следует учесть, что традиционный метод определения LF/HF через БПФ может быть менее точным, чем предлагаемый в силу нестационарности исследуемых RR интервальных рядов.

#### Выводы:

1. Для анализа нестационарного ряда RR-интервалов можно использовать дискретное wavelet преобразование.
2. Наиболее четкое частотное разделение спектра RR-интервалов дает вейлет Мейера, однако в вычислительном отношении он является наиболее трудоемким.
3. Для обработки ряда RR-интервалов в реальном времени наиболее подходящим является вейвлет Р. Койфмана 4-го порядка.
4. Результаты применения разработанной методики определения основного индикатора стресса – отношения LF/HF для стационарных рядов практически совпадает с традиционным методом, но, в отличие от него применима и в нестационарных случаях.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. – М.: Наука, 1984. – 222 с.
2. Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. – М.: ДМК Пресс, 2008. – 448 с.
3. Interbeat (RR) Interval Databases [Электронный ресурс] <http://www.physionet.org/physiobank/database/#rr>.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор Н.Н. Чернов.

**Синютин Сергей Алексеевич** – Технологический институт федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Южный федеральный университет» в г. Таганроге; e-mail: [ssin@mail.ru](mailto:ssin@mail.ru); 347928, г. Таганрог, ул. Петровская, 81; тел.: 89885406274; кафедра микропроцессорных систем; к.т.н.; доцент.

**Захаревич Владислав Георгиевич** – Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Южный федеральный университет»; e-mail: ssin@mail.ru; 347928, г. Таганрог, ул. Петровская, 81; тел.: 89885406274; д.т.н.; профессор.

**Siniutin Sergey Alekseevich** – Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Autonomy Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”; e-mail: ssin@mail.ru; 81, Petrovskaya street, Taganrog, 347928, Russia; phone: +79885406274; the department of microprocessor systems; cand. of eng. sc.; associate professor.

**Zakharevich Vladislav Georgievich** – Federal State-Owned Autonomy Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”; e-mail: ssin@mail.ru; 81, Petrovskaya street, Taganrog, 347928, Russia; phone: +79885406274; dr. of eng. sc.; professor.

УДК 681.518.3: 681.518.5

**А.Ф. Кононов, Д.А. Левченко, Г.А. Переяслов, Б.И. Хлабустин, Д.В. Цирулик,  
В.Я. Югай**

**ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ  
ВЫСОКОСКОРОСТНОЙ РЕГИСТРАЦИИ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ  
ДАННЫХ**

*Рассмотрены результаты разработки и практического использования программно-аппаратного комплекса для высокоскоростной регистрации биомеханических данных. Даны основные области применения комплекса и проанализированы требования, предъявляемые к нему. Описан вариант реализации системы синхронной регистрации данных от четырех динамометрических платформ и видеорегистранора, приведена структурная схема комплекса и перечислены основные узлы и их свойства. В качестве примера практического использования продемонстрированы динамограммы воздействия на опору ноги борца, совмещенные с соответствующими кадрами видеосъемки, что позволит в дальнейшем существенно упростить анализ и интерпретацию механограмм.*

*Биомеханические исследования; динамометрические платформы; синхронизация.*

**A.F. Kononov, D.A. Levchenko, G.A. Perejaslov, B.I. Hlabustin, D.V. Tsurulic,  
V.Ya. Yugai**

**HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX FOR HIGH SPEED REGISTRATION  
OF BIOMECHANICAL DATA**

*This article contains the results of the development and practical use of the hardware-software complex for high-speed biomechanical data registration. The main areas of complex are described and reviewed the requirements for it. Describes the implementation of synchronous recording of four dynamometric platforms and video recording systems, is a block diagram of the set and are the major sites and their properties. As an example of practical use of showcase exposure on a support leg dynamogram of fighter, combined with relevant video frames that will further simplify mehanogramm analysis and interpretation.*

*Biomechanical analysis; dynamometric platforms; synchronization.*

Биомеханические исследования имеют большое значение как в диагностике патологий опорно-двигательного аппарата, так и в совершенствовании методик подготовки спортсменов. В первую очередь, такие исследования связаны с анализом динамики опорных взаимодействий при выполнении определенных упражнений [1–3]. Анализ динамики опорных взаимодействий требует регистрации данных в разных фазах движений и, следовательно, приводит к необходимости созда-