



Міністерство освіти і науки України  
Харківський національний університет радіоелектроніки



# ISM-2018

**I МІЖНАРОДНА НАУКОВО-ПРАКТИЧНА  
КОНФЕРЕНЦІЯ**

**"ІНФОРМАЦІЙНІ СИСТЕМИ  
ТА ТЕХНОЛОГІЇ В МЕДИЦИНІ"**

**ЗБІРНИК НАУКОВИХ ПРАЦЬ**

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**

**ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ**

Українська Асоціація «Комп'ютерна Медицина»  
Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій і систем НАН України і МОН України  
Північно-Східний науковий центр НАН України і МОН України  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Вінницький національний технічний університет  
ДУ «Національний інститут терапії ім. Л. Т. Малої НАМН України»  
Харківська медична академія післядипломної освіти  
Харківський національний медичний університет  
Wyższa Szkoła Humanitas  
School of Economics and Management of Public Administration in Bratislava „VŠEMvs“  
University Information Technology and Communications

**ЗБІРНИК  
НАУКОВИХ ПРАЦЬ**

I Міжнародної науково-практичної конференції

**«ІНФОРМАЦІЙНІ СИСТЕМИ ТА  
ТЕХНОЛОГІЇ В МЕДИЦИНІ» (ISM–2018)**

**I<sup>st</sup> INTERNATIONAL SCIENTIFIC AND PRACTICAL CONFERENCE  
«INFORMATION SYSTEMS AND TECHNOLOGIES  
IN MEDICINE» ISM-2018**

**28-30 листопада 2018 р.  
«Друкарня Мадрид»  
Харків, Україна**

**November 28-30, 2018  
Kharkiv, Ukraine**

УДК 004.3/9  
П26

Редакційна колегія: В. М. Левикін, О. В. Висоцька, А. П. Порван.

П26 І Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ISM–2018). Збірник наукових праць. ХНУРЕ – Харків: «Друкарня Мадрид», 2018. – 300 с.  
ISBN 978-617-7683-32-1

До збірника включені наукові доповіді учасників конференції «Інформаційні системи та технології в медицині» (ISM–2018).

Матеріали збірника публікуються в авторському варіанті без редагування

Видання підготовлено кафедрою інформаційних управляючих систем  
Харківського національного університету радіоелектроніки.

61166, Україна, Харків, просп. Науки, 14.  
Тел.: +38 (057) 702-14-52.

**УДК 004.3/9**

ISBN 978-617-7683-32-1

© Харківський національний університет  
радіоелектроніки, 2018  
© «Друкарня Мадрид», 2018

<b>Методология оценивания состояния человека на основе аюрведической модели</b>	
<i>Саенко В. И. ....</i>	238
<b>Проектування та дослідження тривимірних моделей імплантатів стегнової кістки</b>	
<i>Старушкевич Т. І., Савельєва О. В., Матвєєв А. Л., Прокопович І. В. ....</i>	239
<b>Разработка модели телеоперационной для удаленного мониторинга</b>	
<i>Тарасов М. Ю. ....</i>	241
<b>Организация и управление производством высокотехнологической продукции виртуальным предприятием</b>	
<i>Федорович О. Є., Пуйденко В. А. ....</i>	244
<b>Использование имитационных моделей при разработке роботизированных программных систем медицинского назначения</b>	
<i>Федосеева А., Ворона А., Брикун Н. ....</i>	246
<b>Метод тривимірного комп'ютерного реконструювання мікроскопічних анатомічних структур</b>	
<i>Цигикало О. В., Попова І. С., Перебийніс П. П. ....</i>	248
<b>Исследование чувствительности разных электрокардиографических отведений и их групп к ишемии миокарда методом биофизического моделирования</b>	
<i>Чайковский И. А., Сыропятов И. О., Будник Н. Н. ....</i>	250

**ПРОБЛЕМИ АНАЛІЗУ, ЗБЕРІГАННЯ, ПЕРЕДАЧІ І ЗАХИСТУ  
МЕДИКО-БІОЛОГІЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ.**

<b>Monitoring of capacitive coupling and insulation failure during electrosurgical operation</b>	
<i>Bani-Khalaf N., Pecherska A. I. ....</i>	255
<b>Image-series analysis for recrystallization process evaluation</b>	
<i>Gryshkov O., Tymkovych M., Avrunin O., Glasmacher B. ....</i>	256
<b>Long distance wireless powered implantable electrostimulator</b>	
<i>Ungureanu S., Sontea V., Sipitco N., Fosa D., Vidiborschii V. ....</i>	258
<b>Signal processing algorithms for the fetal ECG monitoring system</b>	
<i>Viunyskiy O., Shulgin V. ....</i>	260
<b>Automated determination of the parameters electric miographic signals for diagnostics and rehabilitation</b>	
<i>Yeroshenko O. A., Prasol I. V. ....</i>	261
<b>Методи обробки зображень при множестенній миеломе</b>	
<i>Аврунін О. Г., Абрамова Г. А. ....</i>	263
<b>Розробка методу автоматизованого визначення порогу відчуття одорівектора</b>	
<i>Аврунін О. Г., Носова Я. В. ....</i>	265
<b>КТ-ангіографія як прогресивний метод дослідження судин головного мозку</b>	
<i>Аврунін О. Г., Приходько М. В. ....</i>	266
<b>Исследование проблемы введения лекарственных средств ингаляционным путём</b>	
<i>Апикова А. Е. ....</i>	269
<b>Характеристики электрического сигнала возникающего при акустомагнитном возбуждении водного раствора NaCl, моделирующего биологическую среду</b>	
<i>Бондаренко И. С., Аврунин О. Г., Бондаренко С. И., Кревсун А. В. ....</i>	271
<b>Організація збереження інформації в системі визначення виникнення м'язового тремору після анестезії у дітей</b>	
<i>Висоцька О. В., Овченко А. С., Доброродня Г. С. ....</i>	273
<b>Розробка приладів для неінвазивної пульсометрії</b>	
<i>Дегтярук В. І., Ходаковський М. І., Чайковський І. А., Будник В. М., Риженко Т. М., Мудренко М. І., Дордієнко М. В., Будник М. М. ....</i>	274

component area using  $\pi$ CA. In each significant MECG component, the template is formed and subtracted, the residue in the QRS region is filtered by a wavelet filter. This allows the R-peaks of the FECG to be retained when superimposed on the MECG.

d) The ICA procedure is applied to the signal with the removed MECG. The mixing matrix is defined on a short training interval (30 seconds by default), and then applied to the entire record (this is a drawback of the algorithm, if the signal is long, the mixing conditions can change, but usually it works well). By default, the definition of the mixing matrix is made in the initial part of record, but it is possible (manually) to select any part. In some cases, this greatly improves the quality of the extraction. After the ICA procedure is completed, the channel with the FECG component is automatically detected.

In the case, if in addition to the FHR parameters, the signal shape in different leads is interesting, the analysis procedure can be continued (steps 7-10 of the program).

2) **FECG shape estimation.** Here, the procedure repeats the first steps, but with other values of the parameters of the algorithm, which make it possible to preserve the waveform as much as possible.

a) **Prefiltering.** The initial signal is filtered in the 1-100 Hz band. Here we have a priori information about MHR and FHR, so the filtering procedure (including power line interference) can be performed much more efficiently than at the first stage.

b) **MECG cancellation.** It is done by the adaptive subtraction of the MECG template.

c) **FECG enhancement.** The improvement in the quality of multichannel abdominal FECG can then be performed in two ways.

- If the quality of the source signal is good, the effective filtering of the multi-channel signal using an algorithm similar to nonlocal median filtering [4] with averaging (our original fast algorithm) is used.

- If the quality of the abdominal signal is low, we use the ICA-based algorithm of FECG extraction. The procedure looks like this: direct ICA > specify component (components) of FECG for multichannel signal reconstruction >  $ICA^{-1}$ . In this case, the quality of the extracted FECG signal can be much higher, but the loss of small parts of the FECG form is possible.

d) **Measurement** of the parameters of the FECG in all channels and the mapping of the averaged FECG QRS. The averaging interval can be selected at any part of the recording and from 1 s to 2 minutes.

This paper presents the new NI-FECG-based fetal monitoring system, designed at KhAI-MEDICA, Kharkiv, Ukraine. The main part of the system development – new methods and algorithms of the abdominal signal processing. The effectiveness and good performance of the proposed signal processing algorithms is confirmed by extensive simulations and experiments on real-world ECG data. A lot of clinical experiments shows, that using the developed devices and analyzing software we can obtain more than 80% of qualitatively good FHR records without the necessity of any correction from 20 weeks of gestation onwards. There is a slight decrease in records SNR between 28 and 33 weeks of gestation, but the signal quality remains acceptable. The system now is in clinical trials. Using the developed hardware and software were recorded more than 1,000 abdominal ECG's. More than 350 NI-FECG records were presented in Physionet Database (Massachusetts Institute of Technology) as Ukrainian ECG's [5].

#### References.

1. A practical guide to non-invasive foetal electrocardiogram extraction and analysis/ J. Behar, F. Andreotti, S. Zauneder, J. Oster and G. D. Clifford Published 12 April 2016 Physiological Measurement, Volume 37, Number 5.
2. J. Behar, J. Oster, G. D Clifford/ Non-Invasive FECG Extraction from a Set of Abdominal Sensors Computing in Cardiology 2013; 40:297-300.
3. J. Behar, T. Zhu, J. Oster, A. Niksch, D. Mah, T. Chun, J. Greenberg, Reza Sameni, Wolfberg, G.D. Clifford/ Evaluation of the Fetal QT Interval Using Non-Invasive Fetal ECG Technology.
4. V. Shulgin, O. Zaderykhin, A. Tokariiev, "Blind Signal Separation of Fetal ECG Using Prior Information," 37th International Congress on Electrocardiology (ICE), Lund, Sweden, June 3–5, 2010, Abs., p.97.
5. Noninvasive Fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2013/ Ikaro Silva, Joachim Behar, Reza Sameni [et al.] // Computing in Cardiology. – Zaragoza, Spain, 2013.

UDC 004.9:612.741

### AUTOMATED DETERMINATION OF THE PARAMETERS ELECTRIC MIOGRAPHIC SIGNALS FOR DIAGNOSTICS AND REHABILITATION

O. A. Yeroshenko, I. V. Prasol

Kharkiv National University of Radio Electronics

14 Nauky av., Kharkiv, 61166, Department of Biomedical Engineering, +38 (057) 702-13-64,

E-mail: olha.yeroshenko@gmail.com

Automated systems for measuring and processing medical and biological information, using modern

software, significantly expand the diagnostic capabilities of modern medicine. The method makes it possible to increase the informative value of diagnosis of the neuromuscular apparatus of man by matching the parameters of the electrical stimulation signal with the physiological characteristics of the stimulated muscle.

To solve many biomedical problems modern information technologies are used, which allow to take into account various features caused by the complexity of the task formalization.

Automated systems for measuring and processing biomedical information using modern software significantly expand the diagnostic capabilities of modern medicine. This also applies to electromyography - a method for studying the neuromuscular system by recording the electrical potentials of muscles.

The analysis of the EMG itself is the subject of electromyographic semiotics, which establishes a connection between certain characteristics of potentials and the physical, physiological and pathological phenomena corresponding to them. An EMG analysis includes an assessment of the shape, amplitude and duration of the action potentials of individual muscle fibers and motor units (MU). With a weak muscle contraction the activity of the motor units can be traced; with a more intensive reduction of the EMG, it reflects the activity of all or a significant number of motor units.

The method of visual assessment of EMG and its assignment to one of the generally accepted types according to the classification of Yu.S. Yusevich has a certain diagnostic value, however it requires an analysis of the degree of saturation of the EMG bioelectric potentials, which is detected only by quantifying the signal [1]. During therapy, the length of time for contractions and the intervals between them should be individualized for each muscle so that pronounced fatigue does not occur [2].

Traditional methods of analyzing the total electromyogram are based on the calculation of statistical parameters (arithmetic average amplitude and frequency of potentials) and visual assessment of the general form of EMG in accordance with the classification of Yu.S. Yusevich [3].

When using non-parametric methods for calculating the spectrum of a random process, only the information contained in the signal samples is used, without any additional assumptions.

Periodogram is an estimate of the spectral power density obtained from the N samples of one implementation of a random process. The periodogram can be calculated by the following formula [4]:

$$\hat{W}(\omega) = \frac{1}{Nf_{\Delta}} \left| \sum_{k=0}^{N-1} x(k) e^{-j\omega kT} \right|^2. \quad (1.1)$$

The division by the sampling frequency  $f_{\Delta}$  is necessary to obtain an estimate of the spectral power density of an analog random process, reconstructed from samples  $x(k)$ .

If a weight function (window) with coefficients  $w(k)$  is used when calculating the spectrum, formula (1.1) is slightly modified — instead of the number of samples  $n$ , the denominator should contain the sum of squares of the window coefficient modules. The resulting power spectrum estimate is a modified periodogram [5]:

$$\hat{W}(\omega) = \frac{1}{f_{\Delta}} \frac{\left| \sum_{k=0}^{N-1} x(k) w(k) e^{-j\omega kT} \right|^2}{\sum_{k=0}^{N-1} |w(k)|^2}. \quad (1.2)$$

The periodogram is not a consistent estimate of the spectral power density, since the variance of such an estimate is comparable to the square of its expected value. With an increase in the number of samples used, the periodogram values begin to fluctuate more and more quickly.

Unlike an electromyogram, a spectrogram contains information about the time-frequency structure of an EMG signal, allowing you to visually evaluate the frequency content of a signal and the dynamics of its spectral components over time.

The spectrogram allows you to assess the ability of a muscle to concentric tension, namely: concentric muscle tension normally corresponds to a long-term maintenance of amplitude at the same level, while in pathological processes affecting the neuromuscular system, muscle tone may not be maintained, as a result of which bursts and amplitude drops during muscle contraction.

The analysis of the structure of the nonstationary EMG signal (including the temporal localization of its spectral components) and the dynamics of its parameters in the process of muscle contraction is carried

out on the basis of a spectrogram that implements the graphical visualization of the amplitude, frequency and time components of the biomedical signal. It is possible to assess the ability of the muscle to concentric stress on the spectrogram.

To improve the accuracy of analysis and standardization of diagnostic criteria methods for the automatic processing of an EMG signal are being developed. One of them is the spectral analysis of EMG by the Fourier transform method.

Therefore, an automated system is proposed for determining the parameters of electromyographic signals, which includes a device for portable removal of EMGs, devices for preliminary signal processing and interfacing, as well as a computing device that includes a software module for calculating the required parameters of the EMG signal.

**References.**

1. Сидоренко А.В. Нелинейный анализ электромиограмм / А.В. Сидоренко, В.И. Ходулев, А.П. Селицкий // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2006. – №11. – С. 53–59.
2. Ерошенко О.А., Прасол И.В. Техническая система терапии на основе информационной обработки электромиографических сигналов. Информационные системы и технологии: матер. 6-й Междунар. Конф., посвященной 80-летию В.В. Свиридова, Коблево-Харьков, 11-16 сентября 2017.- Х.ХНУРЕ, 2017, С.222-223.
3. Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография / Б.М. Гехт. – Л.: Наука, 1990. – 229 с.
4. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. – СПб.: Питер, 2002 – 608 с.
5. Jackson, L.B. Digital Filters and Signal Processing. Third Ed. Boston: Kluwer Academic Publishers, 1989.

**УДК 004.932**

**МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ МНОЖЕСТЕННОЙ МИЕЛОМЕ**

О. Г. Аврунін, Г. А. Абрамова

Харківський національний університет радіоелектроніки  
61166, Харків, пр. Науки, кафедра. БМІ, тел. (057) 702-13-64,  
E-mail: hanna.abramova@nure.ua;

This work is devoted to modern methods of image processing in multiple myeloma. Recently, one of the most important areas of development of computer technologies in medicine is the processing of digital images: image quality improvement, restoration of damaged images, recognition of individual elements. Recognition of pathological processes is one of the most important tasks of processing and analyzing medical images; as it is known that early diagnosis of various pathologies, including cancer, significantly increases the chances of patients recovering.

Возможности ранней и точной диагностики в последние годы резко выросли. В значительной степени это связано с развитием различных методов исследования. Распознавание патологических процессов является одной из наиболее важных задач обработки и анализа медицинских изображений. При этом, как известно, ранняя диагностика различных патологий и, в том числе, рака, значительно увеличивает шансы пациентов на выздоровление.

Множественная миелома - это опухоль иммунной системы, при которой в костном мозге находят аномальные плазматические клетки, являющиеся разновидностью белых кровяных телец, которые в нормальном состоянии вырабатывают антитела для борьбы с инфекциями или другими словами это рак крови, вызванный моноклональной, злокачественной трансформацией плазматических клеток.

Поздняя стадия данного заболевания характеризуется у большинства пациентов развитием остеолитических поражений, вызванных дисбалансом между остеобластами и остеокластами.

Остеоклеточные поражения кости, развивающиеся с множественной миеломой, является одним из наиболее характерных признаков множественной миеломы (рис. 1).

Множественная миелома может повлиять на кости или мягкие ткани области всего опорно-двигательного аппарата, при условии, что все тело будет покрыто поражениями. Однако анализ продольных последовательностей объемов мультимодальных изображений с широким полем зрения и пространственным разрешением около 1 мм является утомительной процедурой.

Выявление всех повреждений в таком огромном наборе данных, точное измерение и отчетность их расположения в анатомической системе отсчета, повторная идентификация мест поражения как в обоих модальностях, так и при более ранних или последующим сканированием, а также оценка изменений как на местном, так и на глобальном уровне является значительной проблемой для подготовленного радиолога. Фактически именно эта диагностическая проблема