УДК 004.3833

А. В. Миганько, А. Н. Калиниченко
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Оценка глубины анестезии на основе анализа частотных свойств ЭЭГ

Предложен метод обработки электроэнцефалограммы, основанный на анализе спектра сигнала. Тестирование алгоритма проведено на наборе реальных записей ЭЭГ, полученных в ходе хирургических операций. Разработанный алгоритм реализован в программной среде Matlab. Предложены пути дальнейшего совершенствования алгоритма.

Оценка глубины анестезии, анализ ЭЭГ, спектральный анализ

В ходе проведения хирургических операций врачам необходимо контролировать глубину анестезии, чтобы избежать передозировки анестетика или преждевременного пробуждения пациента [1]. Одним из методов решения этой задачи является анализ электроэнцефалограммы [1], [2].

Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) содержит информацию об электрической активности мозга. Амплитуда ЭЭГ составляет десятки микровольт, а основная доля мощности сигнала располагается в полосе от 0.3 до 40 Гц. По частотному составу различают следующие ритмы ЭЭГ: альфа-ритм (8…14 Гц), бета-ритм (14…30 Гц), дельта-ритм (0.3…4 Гц), тета-ритм (4…8 Гц) и т. д. [3], каждый из которых соответствует определенному состоянию мозга и связан с различными церебральными механизмами. В состоянии анестезии функциональная активность мозга снижается и частотный состав ЭЭГ сдвигается в сторону низких частот [1].

Контролировать глубину анестезии можно с помощью специального оборудования, обеспечивающего автоматический анализ электроэнцефалограммы пациента, снятой во время операции [1], [3]. Одним из наиболее распространенных приборов является BIS-монитор, позволяющий измерить эффект анестезии и глубину сна по ЭЭГ с помощью спектрального анализа [4].

Для оценки глубины наркоза используются следующие основные методы: биспектральный анализ [1], [2], спектральная энтропия [1], [4], анализ слуховых вызванных потенциалов [1]. Принято оценивать глубину анестезии по шкале от 0 до 100, причем значения, близкие к 100, соответствуют состоянию бодрствования, а 0 – отсутствию мозговой активности [1]–[4]. Для состояния анестезии этот показатель, как правило, меняется в пределах от 20 до 80 [1]–[4].

Одним из признаков, характеризующих состояние анестезии, служат преобладающие низкочастотные колебания в диапазоне дельта-ритма [1], [5]. В связи с тем, что спектр электроэнцефалограммы смещается в область низких частот, несложно отличить состояние бодрствования от состояния анестезии, например с помощью показателя SEF 95 (special edge frequency 95) [1], [6]. Однако для разделения состояний, соответствующих разным уровням глубины анестезии, предложенный показатель неинформативен [1], [2].

В условиях операционной в записи ЭЭГ появляются множество артефактов и шумов. Это объясняется влиянием многочисленных внешних факторов – сетевой наводки, наводки от электрического оборудования, перемещения электродов и пациента и др. [1]–[3], [5].

В настоящее время созданы и описаны в литературе ряд методов обработки ЭЭГ, промышленно выпускается аппаратура, но качество работы при этом не всегда достаточно высокое, в связи с чем разработка новых алгоритмов автоматической обработки ЭЭГ остается актуальной задачей.

В статье предложен метод обработки электроэнцефалограммы, основанный на анализе спектра сигнала.

Целью данной работы является оценка информативности частотного состава ЭЭГ в состояниях, соответствующих разным уровням глубины анестезии.

Задача: оценка глубины анестезии на основе анализа частотных свойств ЭЭГ.

Анализ частотных диапазонов ЭЭГ. Исходными данными для исследования служат записи ЭЭГ, полученные во время операции с электродов, расположенных на лбу пациента. В качестве анестезирующего средства применялся пропофол. Для оценки глубины наркоза использовался BIS-монитор, подключенный к больному одновременно с регистрацией ЭЭГ, значения BIS-индекса записывались с экрана монитора каждые три минуты операции.

Для проведения исследования был сформирован набор записей, содержащий фрагменты ЭЭГ для 27 пациентов. Каждая запись содержала образцы трех уровней анестезии по 60 с каждая (всего 81 фрагмент общей длительностью 4860 с). На рис. 1 приведен пример – три фрагмента, соответствующие различным уровням наркоза для одного и того же пациента, с показаниями BIS-монитора: *а* – 20; *б* – 40; *в* – 60.

Реализация алгоритмов и методов осуществлялась в среде программирования MATLAB.

Была поставлена задача: разработать метод, позволяющий получить численную оценку изменений частотных свойств сигнала ЭЭГ в зависимости от глубины анестезии. Для изучения были использованы фрагменты ЭЭГ, соответствующие трем различающимся стадиям анестезии: глубокая анестезия через несколько минут после подачи первой дозы анестетика (показатель BIS $\approx$ 20), состояние средней анестезии (BIS = 40) и состояние через 1–2 ч после начала анестезии (BIS $\approx$ 60). Предложен следующий параметр:

$$R_P = \sqrt{\frac{P_{\text{low}}}{P_{\text{high}}}},$$

$$P_{\text{low}} = \sum_{i=i_1}^{i_2} P(f_i), \quad P_{\text{high}} = \sum_{i=i_3}^{i_4} P(f_i),$$

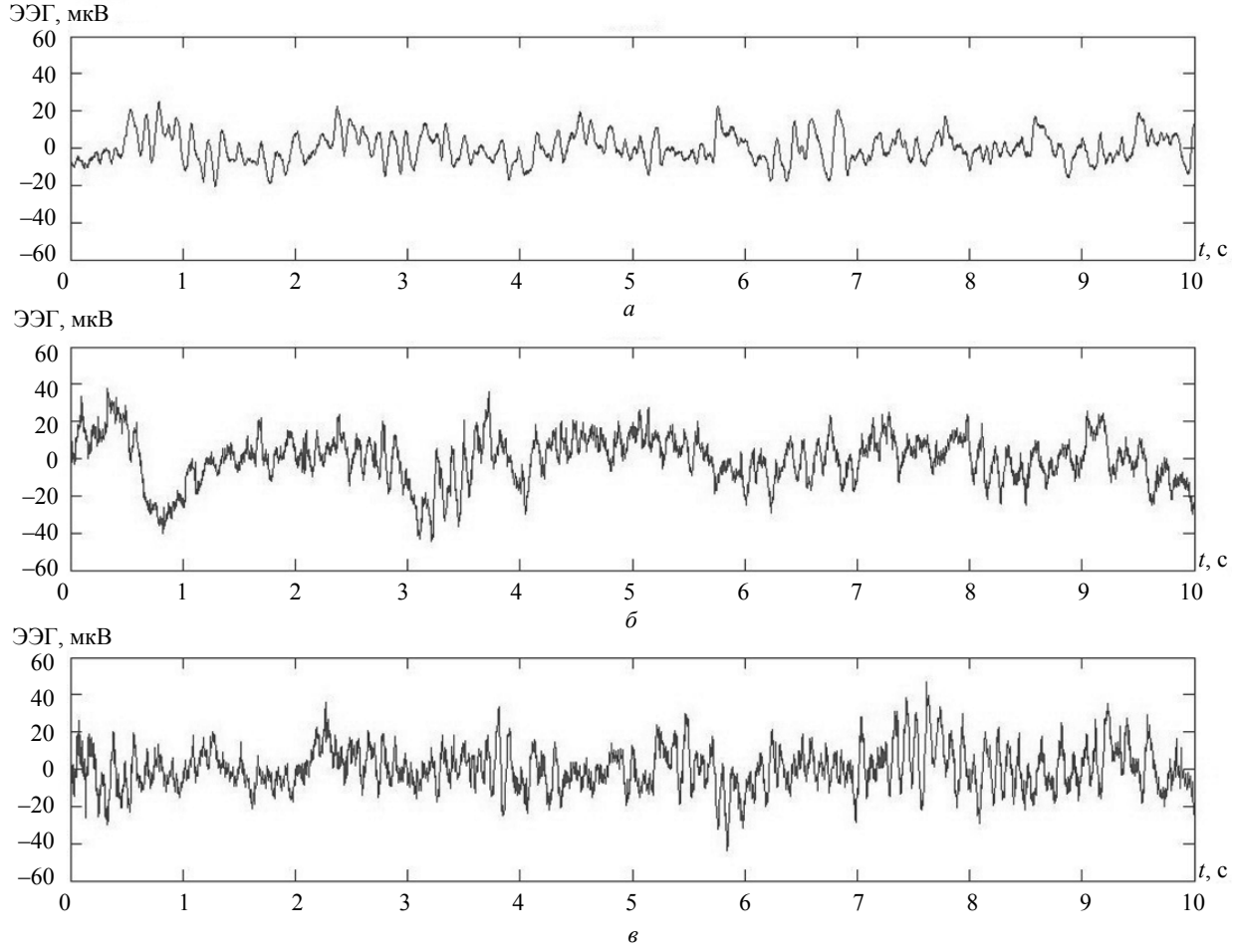

Рис. 1

где P_{low} – суммарная мощность в диапазоне нижних частот $f_1 - f_2$; P_{high} – суммарная мощность в диапазоне верхних частот $f_3 - f_4$; $P(f_i)$ – оценка спектральной плотности мощности для некоторого f_i.

Расчет спектральной плотности мощности (СПМ) выполнялся с использованием метода Уэлча [7]. Этот метод заключается в усреднении спектральных оценок, рассчитанных по перекрывающимся сегментам сигнала. Перед расчетом дискретного преобразования Фурье выполнялось устранение линейного тренда из каждого фрагмента.

При этом варьировались следующие параметры:

– границы выбираемых частотных диапазонов ($f_1 - f_2$, $f_3 - f_4$);

– длительность анализируемого фрагмента;

– длительность окна (сегмента) для вычисления ДПФ;

– шаг сдвига окна.

На рис. 2 приведен пример спектральной мощности для трех уровней анестезии: *а* – BIS = 20; *б* – BIS = 40; *в* – BIS = 60.

В теории линейного дискриминантного анализа принято оценивать разделимость двух состояний по некоторому параметру с помощью критерия, вычисляемого по следующей формуле:

$$J_{1,2} = \frac{|m_1 - m_2|^2}{S_1^2 + S_2^2},$$

где m_1 и m_2 – средние значения вычисляемого параметра для некоторых двух состояний; а S_1^2 и S_2^2 – соответственно оценки дисперсий данного параметра для этих состояний. Чем выше различающая способность анализируемого параметра, тем большие значения принимает критерий $J_{1,2}$.

Значение параметра $J_{1,2}$ использовалось в качестве показателя, характеризующего эффективность различения трех указанных состояний.

На рис. 3 приведены гистограммы распределений параметров R_p для разных попарных сравнений, а также полученные для них значения критерия Фишера: *а* – сравнение уровней BIS 20

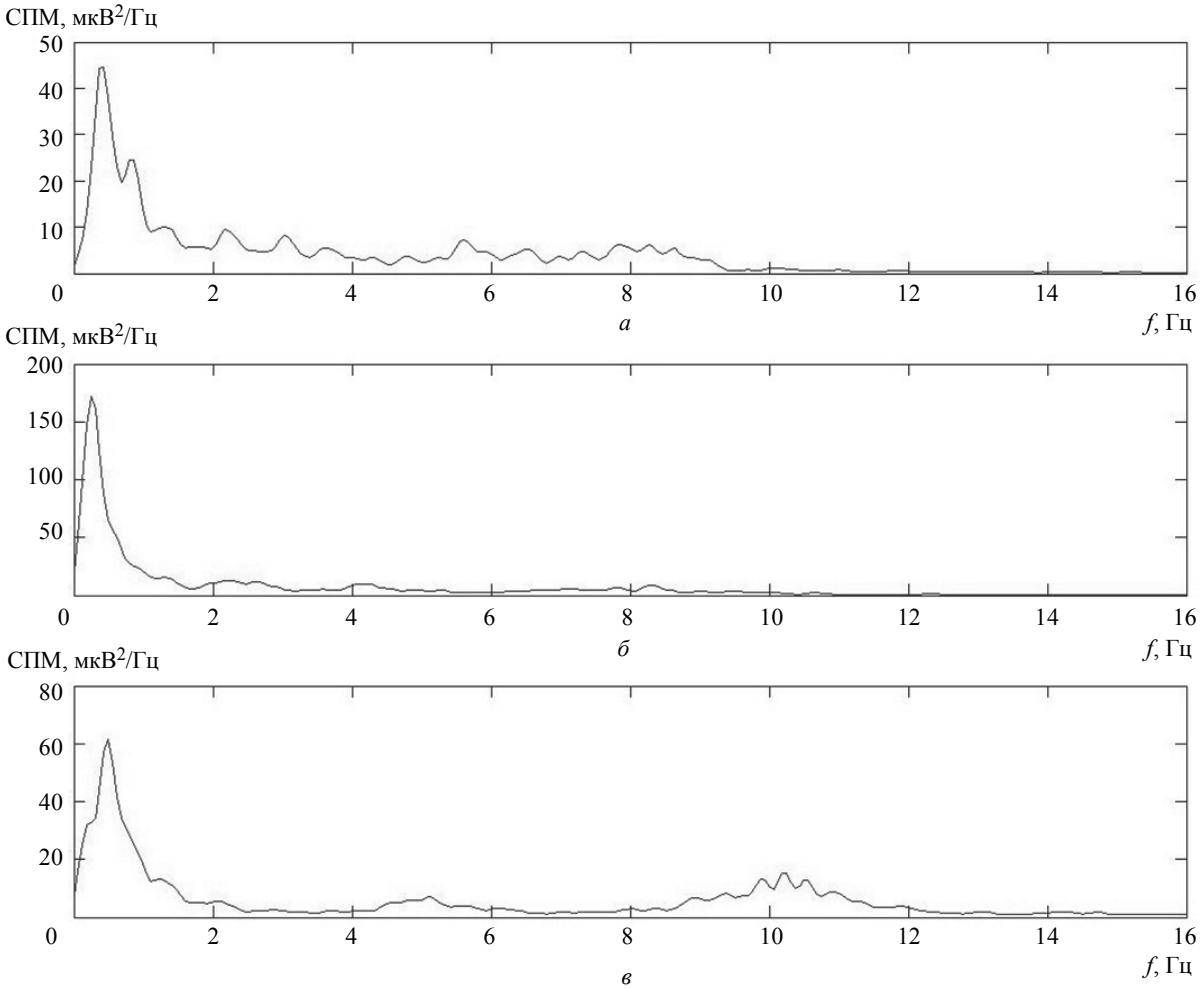

Рис. 2

и 40, критерий $J_{20,40} = 0.013$; *б* – сравнение уровней BIS 40 и 60, критерий $J_{40,60} = 2.286$; *в* – сравнение уровней BIS 20 и 60, критерий $J_{20,60} = 3.610$.

Наибольшие значения критерия ($J_{20,60} = 3.610$) были достигнуты при следующей комбинации параметров: $f_1 = 0.7$ Гц, $f_2 = 1$ Гц, $f_3 = 10$ Гц, $f_4 = 16$ Гц, шаг сдвига окна – 1 с, длительность анализируемого фрагмента равна 3200 с, длительность окна (сегмента) для вычисления ДПФ = 40 с. Это говорит о достаточно выраженной различающей способности предложенного показателя.

Максимальные значения критерия $J_{1,2}$, полученные для оптимальных наборов параметров обоих описанных методов, хоть и свидетельствуют об информативности предложенных показателей с точки зрения решения задачи дифференциации различных уровней глубины анестезии, но недостаточно высоки для обеспечения надежной и устойчивой работы соответствующей процедуры.

Разработан алгоритм оценки глубины анестезии на основе анализа частотных свойств ЭЭГ. При тестировании алгоритма использовались записи электроэнцефалограмм и показания глубины анестезии, полученные с BIS-монитора.

При сравнении уровней анестезии установили наличие значимых различий между уровнями 20 и 60 (коэффициент $J_{20,60}$ равен 3.6). При сравнении уровней 20 и 40 – значимых различий не обнаружено. При сравнении уровней 40 и 60 коэффициент $J_{40,60}$ достигает 2.7.

На стадии глубокой анестезии алгоритм обеспечивает получение значимых различий, в то время как на стадии средней глубины анестезии не дает возможности получить удовлетворительные результаты. В связи с этим для различения состояний, соответствующих разным уровням глубины анестезии, необходимо использовать дополнительные показатели, например отношение Burst-Suppression [1]. Для состояния глубокой анестезии характерно появление специфических изменений ЭЭГ, проявляющихся в чередовании сигнала с очень низкой амплитудой колебаний с внезапными вспышками активности [1]. Оценка этого явления может служить дополнительным параметром оценки глубины анестезии.

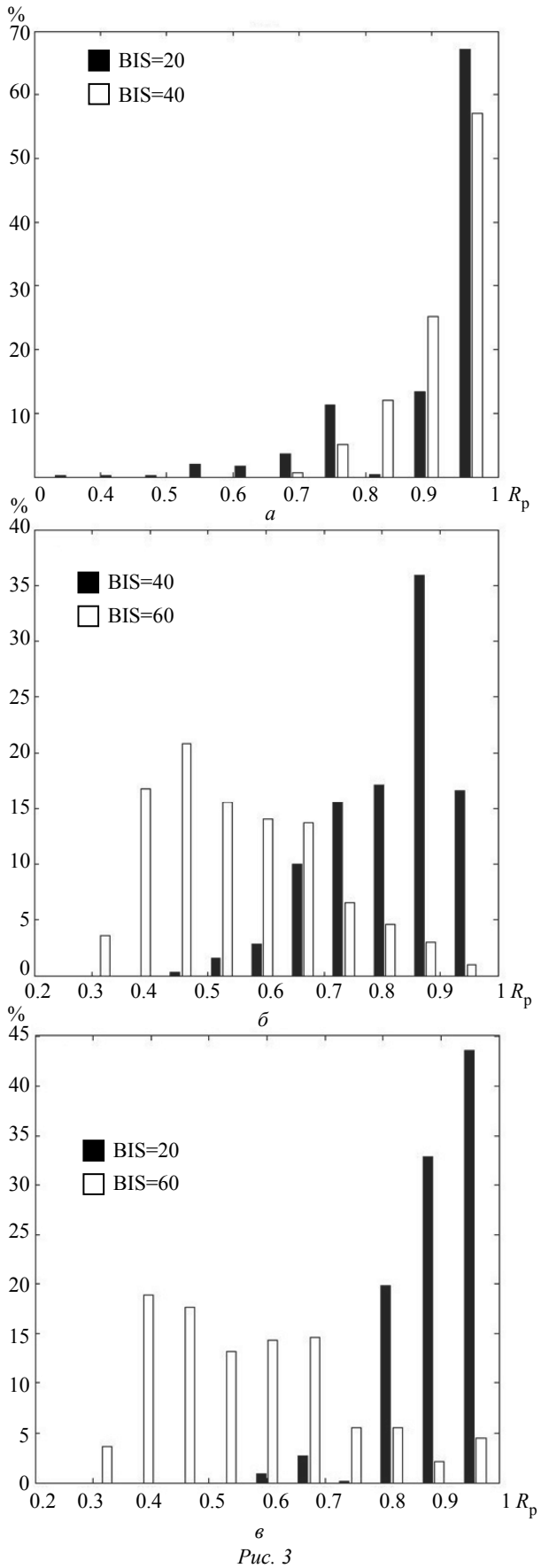

Рис. 3

Основным источником ошибок является наличие шумов на участках сигнала. На следующем этапе работы планируется принять дополнительные меры для повышения помехоустойчивости предложенных алгоритмов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Tong S., Thakor N. V. Quantitative EEG analysis methods and clinical applications. Norwood: Artech House, 2009. 421 p.

2. Bruhn J., Ropcke H., Hoeft A. Approximate entropy as an electroencephalographic measure of anesthetic drug effect during desflurane anesthesia // Anesthesiology. 2000. Vol. 92. P. 715–726.

3. Rangayyan. Biomedical signal analysis: a case-study approach. Hoboken: Wiley_IEEE Press, 2002. 552 p.

4. Description of the entropy algorithm as applied in the datex-ohmeda S/5 entropy module / H. Viertio-Oja, V. Maja, M. Sarkela, P. Talja, N. Tenkanen, H. Tolvanen-Laakso, M. Paloheimo, A. Vakkuri, A. Yli-Hankala, P. Merilainen // Acta Anaesthesiol Scand. 2004. Vol. 48. P. 154–161.

5. Bein B., Rangaraj M. Entropy // Best practice & research clinical anaesthesiology. 2006. Vol. 20, № 1. P. 101–109.

6. Manilo L. A., Volkova S. S. Recognition of the deep anesthesia stage from parameters of the approximated entropy of EEG signal // Pattern recognition and image analysis. Advances in mathematical theory and applications. 2013. № 1. P. 92–97.

7. Marple S. L. Digital spectral analysis with application. Englewood Cliffs: NJ Prentice Hall, New Jersey, 1987. 492 p.

A. V. Miganko, A. N. Kalinichenko
Saint-Petersburg state electrotechnical university «LETI»

ESTIMATE OF ANESTHESIA DEPTH BASED ON THE EEG FREQUENCY PROPERTIES

A method for EEG processing based on the analysis of the signal spectrum is proposed. The algorithm was tested with the use of real ECG recordings obtained in the course of surgical operations. The developed algorithm is implemented with the use of software package Matlab. The ways for the further improvement of the algorithm were suggested.

Anesthesia stages recognition, EEG analysis, spectral analysis

УДК 004.891.3,616.155.194

М. К. Ахлаков, М. А. Мунассар
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Активизация регуляторных способностей организма человека информационной обратной связью

Рассматриваются современные технологии управления функциональным состоянием организма человека при лекарственном воздействии в лечебных целях. Разработаны структурные схемы, позволяющие управлять функциональным состоянием при различных заболеваниях с учетом их специфики, описаны основные компоненты системы.

Информационная обратная связь, функциональное состояние, биоуправление, саморегуляция, гомеостаз, афферентация, эфферентация, дозирование лекарственных препаратов

Изучая регуляторные способности организма человека, мы приходим к пониманию принципов функционирования и взаимодействия самых сложных биологических систем, важнейшими при этом являются нервная и эндокринная системы. Как известно [1], все психические явления выступают производными физических и химических процессов, происходящих в организме человека. Зная эти процессы, можно осознанно управлять лечебным процессом и восстановлением