

DOI: 10.32603/1993-8985-2018-21-6-111-117

УДК 004.383.3+616.833.1-009.614

М. А. Аль-Гаили, А. Н. Калиниченко, М. Р. Каид
Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)
ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197376, Россия

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ДЛИНЫ СИГНАЛА ЭЭГ НА ТОЧНОСТЬ КЛАССИФИКАЦИИ УРОВНЕЙ АНЕСТЕЗИИ

Аннотация. Одной из важнейших задач при проведении хирургических операций является оценка глубины анестезии пациента. Глубина общей анестезии традиционно оценивалась с помощью гемодинамических признаков, которые плохо коррелируют с уровнем сознания пациента. Сигналы электроэнцефалограммы (ЭЭГ) содержат ценную информацию о процессах в мозге пациента, поэтому анализ ЭЭГ рассматривается как один из наиболее полезных методов в исследовании и оценке глубины анестезии в клинических применениях. Нелинейный анализ для оценки глубины анестезии позволяет получить информацию, которая не может быть получена с использованием методов спектрального анализа ЭЭГ. Формирование комплекса диагностически значимых показателей ЭЭГ во время анестезии дает возможность адекватно описать эти сложные процессы и изменения с помощью совместного использования четырех параметров ЭЭГ: SE, BSR, SEF95, RBR.

Целью работы является исследование влияния длительности анализируемого фрагмента сигнала ЭЭГ на точность оценки уровней анестезии с помощью алгоритма линейного дискриминантного анализа и определение длины сигнала ЭЭГ, при которой получается приемлемая точность разделения уровней наркоза с помощью этих параметров.

Предложен новый метод классификации уровней анестезии по ЭЭГ. Показана возможность классификации уровней анестезии с помощью совместного использования рассматриваемых параметров ЭЭГ (SE, BSR, SEF95, RBR). Метод может быть использован в мониторах анестезии, служащих для контроля глубины наркоза в целях выбора подходящей дозы анестезирующих препаратов во время операций, что позволит избежать как случаев интраоперационного пробуждения, так и излишне глубокого наркоза.

Ключевые слова: ЭЭГ, оценка глубины анестезии, дискриминантный анализ, спектральная энтропия, BIS-индекс

Для цитирования: Исследование влияния длины сигнала ЭЭГ на точность классификации уровней анестезии / М. А. Аль-Гаили, А. Н. Калиниченко, М. Р. Каид // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2018. № 6. С. 111–117. doi:10.32603/1993-8985-2018-21-6-111-117

Mokhammed A. Al-Ghaili, Alexander N. Kalinichenko, Mokhammed R. Qaid
Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"
5, Professor Popov Str., 197376, St. Petersburg, Russia

INVESTIGATION OF EEG SIGNAL LENGTH INFLUENCE ON ACCURACY OF ANESTHESIA LEVELS CLASSIFICATION

Abstract. This paper considers one of the challenging tasks during surgical procedure, i.e. depth of anesthesia estimate. The purpose of this paper is to investigate the effect of the analyzed EEG signal fragment duration on the accuracy of anesthesia level estimate using the linear discriminant analysis algorithm and determining the EEG signal length, which yields acceptable accuracy of anesthesia level separation using these parameters.

¹ Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, проект №16-07-00722 "Алгоритмы распознавания и анализа нарушений сердечного ритма, имеющих хаотическую природу, для систем непрерывного кардиологического наблюдения"

A new method for classifying EEG anesthesia levels is proposed. The possibility of classifying levels of anesthesia is demonstrated by means of sharing the EEG parameters under consideration (SE, BSR, SEF95, RBR).

The method can be used in anesthesia monitors that are used to monitor the depth of anesthesia in order to select the appropriate dose of anesthetic drugs during operations, thus avoiding both cases of intraoperative arousal and excessively deep anesthesia.

Key words: EEG, anesthesia depth estimation, linear discriminant analysis, spectral entropy, BIS-index

For citation: Al-Ghaili M. A., Kalinichenko A. N., Qaid M. R. Investigation of EEG Signal Length Influence on Accuracy of Anesthesia Levels Classification. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2018, no. 6, pp. 111–117. doi: 10.32603/1993-8985-2018-21-5-111-117 (In Russian)

Введение. Точная оценка глубины анестезии во время хирургических операций является чрезвычайно важной задачей. Текущий контроль уровней наркоза предотвращает случаи интраоперационного сознания, вызванные неадекватной глубиной анестезии, которые могут явиться причиной опасных психологических воздействий на пациентов [1]. Глубина общей анестезии традиционно оценивалась с помощью гемодинамических признаков, таких, как тахикардия и гипертония, а также при помощи вегетативных признаков, в частности: моторной реакции, слезотечения, размера зрачка [2], изменения частоты дыхания, которые плохо коррелируют с уровнем сознания пациента [3]. Точность этих методов может варьироваться от пациента к пациенту, что не позволяет получить достоверную оценку глубины наркоза. Кроме того, использование одновременно с анестетиками других препаратов, например миорелаксантов и сосудорасширяющих средств, также делает анализ этих признаков затруднительным и ненадежным [4].

Известно, что статистические свойства сигнала электроэнцефалограммы (ЭЭГ) зависят от глубины анестезии [5]. Сигналы ЭЭГ содержат ценную информацию о процессах в мозге пациента, поэтому анализ ЭЭГ рассматривается как один из наиболее полезных методов в исследовании и оценке глубины анестезии в клинических применениях [6]. В течение последних нескольких десятилетий исследователи разработали несколько методов количественной оценки уровня сознания во время общей анестезии на основе анализа ЭЭГ. Одним из наиболее распространенных алгоритмов оценки глубины анестезии является биспектральный индекс (BIS-индекс). Это сложный частотно-временной параметр, состоящий из нескольких подпараметров, которые меняют свое значение в зависимости от глубины наркоза пациента. В частности, двумя из таких подпараметров являются отношение "вспышка-подавление" (burst suppression ratio, BSR) и "относительное

содержание бета-ритма" (relative beta ratio, RBR). BSR – временной подпараметр, RBR – подпараметр, выраженный как логарифм отношения мощностей в двух эмпирически определенных диапазонах частот [7].

Существуют также чисто спектральные показатели, например 95 %-я спектральная краевая частота (spectral edge frequency, SEF95) и центральная частота спектра [6]. В ряде исследований для оценки глубины анестезии по ЭЭГ применялся нелинейный анализ, в частности, методы теории нелинейной динамики и теории информации, например энтропия [4], [5], [8]. Эти методы позволяют извлечь из сигнала ЭЭГ дополнительную информацию, которая не может быть получена с помощью одних только методов спектрального анализа. Существуют различные способы вычисления энтропии сигнала. Во временной области используется, например, аппроксимированная энтропия или энтропия Шеннона. В частотной области может быть вычислена спектральная энтропия (spectral entropy, SE) [9].

Одним из важных различий между ЭЭГ в состоянии бодрствования и ЭЭГ в состоянии анестезии является частотный состав сигнала ЭЭГ. У бодрствующих субъектов он, как правило, содержит смешанные альфа- и бета-ритмы, а во время анестезии наблюдается смещение спектральных составляющих сигнала к нижней части диапазона частот. Во время анестезии снижается хаотичность сигнала ЭЭГ [10]. Также в состоянии глубокой анестезии в сигнале ЭЭГ наблюдаются выраженные высокоамплитудные колебания с низкой частотой (менее 5 Гц, что соответствует диапазонам дельта- и тета-ритмов). Проявляются и специфические изменения в ЭЭГ, например эффект "вспышка-подавление", характерный для стадии глубокого наркоза. Он выглядит как чередование сегментов сигнала, имеющих очень низкую амплитуду, и коротких фрагментов с высокой амплитудой сигнала [6]. Из изложенного следует, что для ЭЭГ при анестезии характерен целый

комплекс нейрофизиологических изменений, который невозможно правильно оценить только одним показателем.

Формирование комплекса диагностически значимых показателей ЭЭГ во время анестезии дает возможность адекватно описать эти сложные процессы и изменения [4]. В [11] показана возможность классификации уровней анестезии с помощью совместного использования следующих параметров ЭЭГ: SE, BSR, SEF95 и RBR.

В данной статье представлены результаты исследования влияния длительности анализируемого фрагмента сигнала ЭЭГ на точность оценки уровней анестезии с помощью алгоритма линейного дискриминантного анализа, в частности, определение минимальной допустимой длительности сигнала ЭЭГ, при которой достигается приемлемая точность разделения уровней наркоза с помощью параметров SE, BSR, SEF95 и RBR.

Материалы и методы. Моделирование алгоритмов и реализация экспериментов осуществлялись с помощью математического пакета MATLAB R2017b.

В качестве исходных данных для исследования использовался набор реальных записей ЭЭГ, включающий 184 фрагмента продолжительностью по 60 с каждый. Частота дискретизации сигнала составляла 500 Гц. Записи были получены от 23 различных пациентов в ходе хирургических операций. Сигналы ЭЭГ регистрировались электродами, наложенными на лоб пациента. В качестве анестетика применялся пропофол, вводившийся через дыхательные пути. В состав набора было включено равное количество записей (по 46) для каждого из четырех вариантов уровня анестезии, оценка которых осуществлялась по значениям BIS-индекса, формируемым контрольным прибором (монитором A-2000 XP фирмы "Aspect Medical Systems"). Отмеченные ранее 4 состояния соответствуют следующим фазам хирургической анестезии: бодрствование непосредственно перед применением анестетика (BIS = 90); глубокий наркоз в начальной фазе анестезии (BIS = 20); состояние незадолго до пробуждения (BIS = 60); состояние сразу после пробуждения (BIS = 80).

Алгоритмы расчета параметров. Для оценки эффекта "вспышка-подавление" на стадии глубокого наркоза используется подпараметр BSR [2]. Участки подавления для расчета этого параметра идентифицируются как сегменты продолжительностью не менее 0.5 с, в течение которых

сигнал ЭЭГ не выходит за пределы ± 5.0 мкВ. Параметр BSR вычисляется как доля суммарной длины сегментов подавления от общей продолжительности анализируемого фрагмента сигнала.

Показатель спектральной энтропии рассчитывается с использованием описанной далее последовательности операций [4]. Сначала с помощью метода быстрого преобразования Фурье вычисляется спектральная плотность мощности (СПМ). Далее полученная СПМ нормируется умножением спектра на такую постоянную величину C_H , при которой результат умножения суммарной мощности сигнала в некотором диапазоне частот $f_1 \leq f \leq f_2$ на эту постоянную был бы равен единице:

$$\sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_H(f_i) = C_H \sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_0(f_i) = 1,$$

где $P_H(f_i)$ – нормированные значения СПМ; C_H – константа нормализации; $P_0(f_i)$ – значения СПМ сигнала ЭЭГ при i -м значении частоты в анализируемом диапазоне.

Затем значения спектральной энтропии вычисляются по формуле

$$SE = \sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_H(f_i) \log \frac{1}{P_H(f_i)}.$$

Далее находится нормализованное значение спектральной энтропии

$$SE_H = \frac{SE}{\log N},$$

где N – число частотных составляющих в диапазоне частот от f_1 до f_2 .

Показатель SEF95 представляет собой значение частоты, ограничивающей 95 % суммарной мощности спектра. Как правило, в состоянии анестезии это значение снижается [7].

Показатель RBR (относительное содержание бета-ритма) рассчитывается следующим образом [8], [12]:

$$RBR_i = \log \frac{D_0}{D_0 + D_i},$$

где D_0 – сумма мощностей в эмпирически определенной полосе нижних частот (от 0 до 1.5 Гц), а $i = 1, 2, 3$. Значения D_1 , D_2 и D_3 рассчитываются соответственно для диапазонов частот 7...16 Гц, 4...6 Гц и 16...30 Гц. Границы указанных частотных диапазонов были эмпирически

определены с использованием предложенного Фишером критерия, применяемого при линейном дискриминантном анализе [13], [14]:

$$J_{1,2} = \frac{|m_1 - m_2|^2}{s_1^2 + s_2^2},$$

где m_1 , m_2 – средние значения распределений некоторых показателей, соответствующих двум

различным типам объектов, а s_1^2 , s_2^2 – средне-квадратические отклонения для этих распределений. Чем выше рассчитанное значение критерия $J_{1,2}$, тем лучше разделяющая способность анализируемого показателя. В данном исследовании в качестве различных типов объектов рассматривались попарно взятые уровни анестезии.

J	Продолжительность фрагмента сигнала ЭЭГ, с											
	1	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55
$J_{90.20}$	1.72	1.92	2.59	3.24	3.86	4.17	4.35	4.51	4.90	5.12	5.10	4.99
$J_{90.60}$	5.00	7.07	9.40	10.55	10.17	9.52	9.05	8.82	8.67	8.82	8.54	8.39
$J_{90.80}$	1.34	2.10	2.59	2.90	3.22	3.47	3.68	3.91	4.00	3.97	3.80	3.75
$J_{20.60}$	0.58	2.23	4.18	5.49	6.12	6.24	6.65	6.89	7.09	7.41	7.79	7.20
$J_{20.80}$	3.21	6.04	8.20	9.98	12.18	13.19	14.25	14.27	13.79	13.72	13.97	14.11
$J_{60.80}$	5.46	6.75	7.98	8.66	9.74	10.38	10.93	11.07	11.11	11.02	11.36	11.25

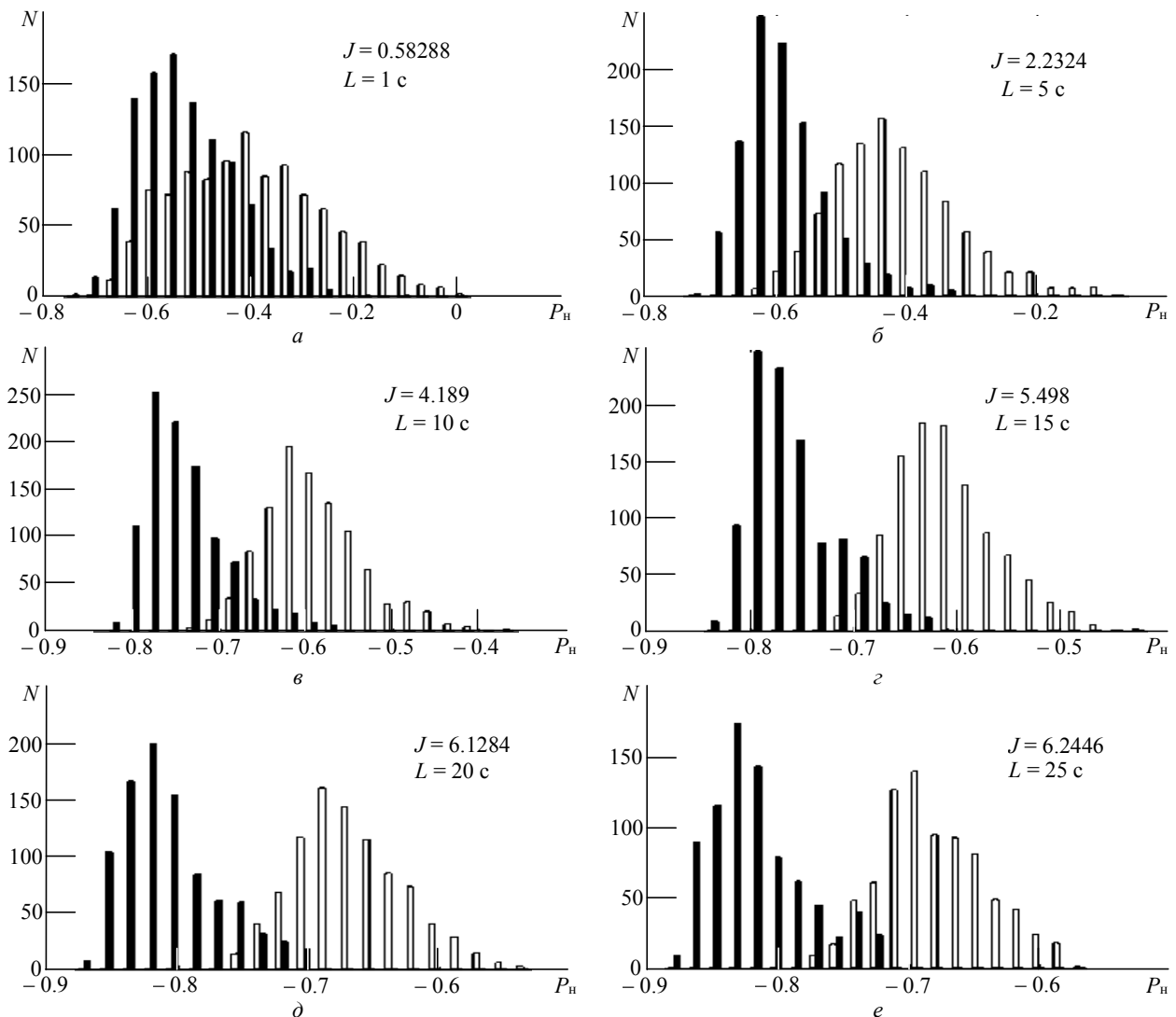


Рис. 1

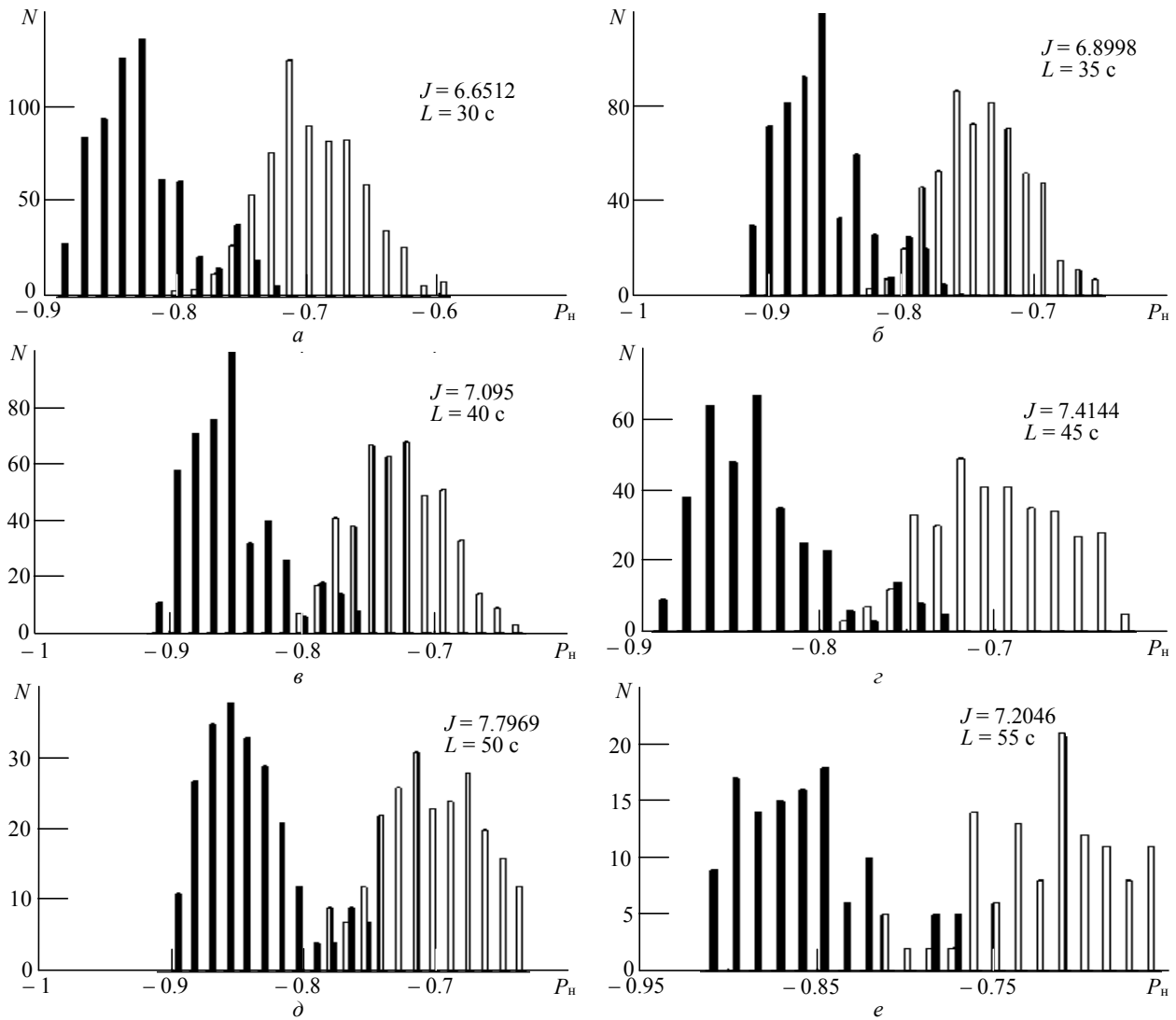


Рис. 2

Исследовалась разделяющая способность линейной дискриминантной функции при использовании комбинации всех шести показателей (SE, BSR, SEF95, RBR₁, RBR₂ и RBR₃) с точки зрения возможности различения сигналов, относящихся к четырем возможным уровням глубины анестезии (BIS = 90, BIS = 20, BIS = 60 и BIS = 80). При этом продолжительность фрагмента сигнала выбиралась в диапазоне от 1 до 55 с шагом 5 с. Полученные расчетные значения критерия J представлены в таблице.

На рис. 1 представлены гистограммы распределения значений проекций комбинации показателей SE, BSR, SEF95, RBR₁, RBR₂ и RBR₃ на рассчитанную методом линейного дискриминантного анализа ось наилучшего разделения классов для длин фрагментов сигнала 1, 5, 10, 15, 20 и 25 с, для BIS = 20 (белые столбцы) и BIS = 60 (черные столбцы).

На рис. 2 представлены гистограммы распределения значений проекций комбинации показателей SE, BSR, SEF95, RBR₁, RBR₂ и RBR₃ на

рассчитанную методом линейного дискриминантного анализа ось наилучшего разделения классов для длин фрагментов сигнала 30, 35, 40, 45, 50 и 55 с, для BIS = 20 (белые столбцы) и BIS = 60 (черные столбцы).

На рис. 3 представлен график, показывающий зависимость значения критерия J от длины сигнала ЭЭГ для шести возможных пар значений BIS-индекса (BIS = 90 и BIS = 20, BIS = 90 и

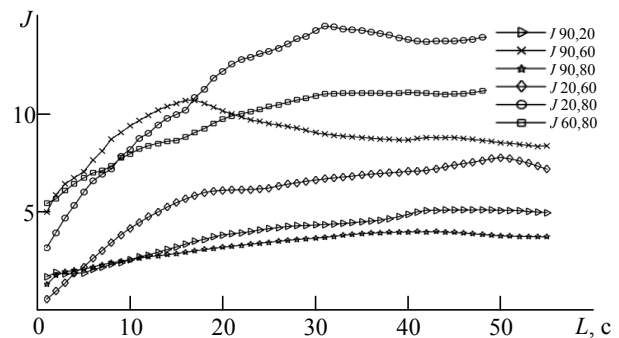


Рис. 3

BIS = 60, BIS = 90 и BIS = 80, BIS = 20 и BIS = 60, BIS = 20 и BIS = 80 и BIS = 60 и BIS = 80).

Анализ результатов и выводы. Как видно из таблицы и рис. 1–3, значения J возрастают с увеличением длины сигнала ЭЭГ для всех уровней анестезии, т. е. разделяющая способность метода линейного дискриминантного анализа растет с увеличением длины сигнала ЭЭГ до 30 с. Данное значение можно рассматривать как минимально допустимую длительность сегмента сигнала ЭЭГ, необходимую для эффективного анализа глубины анестезии.

В настоящем исследовании был предложен новый метод классификации уровней анестезии по ЭЭГ, основанный на совместном применении

показателей ЭЭГ (SE, BSR, SEF95, RBR) в качестве признаков четырех уровней анестезии, соответствующих показаниям контрольного прибора (BIS-монитора) 90, 20, 60 и 80. Была показана возможность классификации уровней анестезии с помощью совместного использования перечисленных выше параметров ЭЭГ.

Предложенный метод может быть использован в мониторах анестезии, служащих для контроля глубины наркоза в целях выбора подходящей дозы анестезирующих препаратов во время операций, что позволит избежать как случаев интраоперационного пробуждения, так и излишне глубокого наркоза.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Classification of EEG Signals Based on Pattern Recognition Approach / H. U. Amin, W. Mumtaz, A. R. Subhani, M. N. M. Saad, A. S. Malik // *Frontiers in Computational Neuroscience*. 2017. Vol. 11, art.103. P. 1–12.
2. Thornton C., Jones J. G. Evaluating Depth of Anesthesia: Review of Methods // *International Anesthesiology Clinics*. 1993. Vol. 31, iss.4. P. 67–88.
3. Awareness During Anesthesia: a Closed Claims Analysis / K. B. Domino, K. L. Posner, R. A. Caplan, F. W. Cheney // *Anesthesiology*. 1999. Vol. 90. P. 1053–1061.
4. Monitoring the Depth of Anesthesia Using Entropy Features and an Artificial Neural Network / R. Shalhaf, H. Behnam, J. W. Sleight, A. Steyn-Ross, L. J. Voss // *J. of Neuroscience Methods*. 2013. Vol. 218, iss. 1. P. 17–24.
5. Classification of Wakefulness and Anesthetic Sedation Using Combination Feature of EEG and ECG / B. Lee, D. Won, K. Seo, H. J. Kim, S. Lee // *Proc. of 2017 5th Intern. Winter Conf. on Brain-Computer Interface (BCI)*. Sabuk, South Korea, 9–11 Jan. 2017. Piscataway: IEEE, 2017. P. 88–90. doi: 10.1109/IWW-BCI.2017.7858168
6. Tong S., Thakor N. V. Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications. Norwood: Artech House, 2009. 421 p.
7. Wavelet Entropy Based Classification of Depth of Anesthesia / V. K. Benzy, E. A. Jasmin, R. C. Koshy, F. Amal // 2016 Intern. Conf. on Computational Techniques in Information and Communication Technologies (ICCTICT), New Delhi, India, 11–13 March 2016. Piscataway: IEEE, 2016. P. 521–524. doi: 10.1109/ICCTICT.2016.7514635
8. Description of the Entropy Algorithm as Applied in the Datex-Ohmeda S/5 Entropy Module / H. Viertiö-Oja, V. Maja, M. Särkelä, P. Talja, N. Tenkanen, H. Tolvanen-
Статья поступила в редакцию 02 октября 2018 г.
9. Laakso, M. Paloheimo, A. Vakkuri, A. Yli-Hankala, P. Meriläinen // *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. 2004. Vol 48, iss. 2. P. 154–161.
9. Monitoring the Depth of Anesthesia from Rat EEG Using Modified Shannon Entropy Analysis / Y. Yoon, T. Kim, D. Jeong, S. Park // 2011 Annual Intern. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Boston, MA, USA, 30 Aug.–3 Sept. 2011, Piscataway: IEEE, 2011. P. 4386–4389. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091088.
10. A Comparison of Different Classification Algorithms for Determining the Depth of Anesthesia Level on a New Set of Attributes / A. Arslan, B. Şen, F. V. Çelebi, M. Peker, A. But // 2015 Intern. Symp. on Innovations in Intelligent Systems and Applications (INISTA), Madrid, Spain, 2–4 Sept. 2015. Piscataway: IEEE, 2015. P. 1–7. doi: 10.1109/INISTA.2015.7276738
11. Аль-Гаили М. А., Калиниченко А. Н. Оценка глубины анестезии на основе совместного анализа частотных и временных параметров ЭЭГ // *Изв. СПбГЭТУ "ЛЭТИ"*. 2018. № 3. С 80–85.
12. Аль-Гаили М. А. Оценка стадий глубокой анестезии по электроэнцефалограмме на основе спектрального анализа // *Изв. СПбГЭТУ "ЛЭТИ"*. 2017. № 2. С 75–79.
13. Kalinichenko A. N., Manilo L. A., Nemirko A. P. Analysis of Anesthesia Stages Based on the EEG Entropy Estimation // *Pattern Recognition and Image Analysis. Advances in Mathematical Theory and Applications*. 2015. Vol. 25, № 4. P. 632–641.
14. Duda R. O., Hart P. E., Stork D. H. *Pattern Classification*: 2nd ed. NY: Wiley Interscience, 2001. 654 p.

Аль-Гаили Мохаммед Ахмед Хамуд – аспирант кафедры биотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор пяти научных публикаций. Сфера научных интересов – цифровая обработка биомедицинских сигналов, машинное обучение, распознавание образов.
E-mail: alghily@mail.ru

Калиниченко Александр Николаевич – доктор технических наук (2009), старший научный сотрудник (1998), профессор кафедры биотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехни-

ческого университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор более 160 научных работ. Сфера научных интересов – компьютерный анализ биомедицинских сигналов, машинное обучение, распознавание образов.
E-mail: ank-bs@yandex.ru

Мохаммед Ракиб Табим Каид – магистр по направлению Биотехнические системы и технологии (2018, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)). Сфера научных интересов – цифровая обработка биомедицинских сигналов.
E-mail: mkaid@gmail.com

REFERENCES

1. Amin H. U. , Mumtaz W., Subhani A. R., Saad M. N. M., Malik A. S. Classification of EEG Signals Based on Pattern Recognition Approach. *Frontiers in Computational Neuroscience*. 2017, vol. 11, art.103, pp. 1–12.
2. Thornton C., Jones J. G. Evaluating Depth of Anesthesia: Review of Methods. *International Anesthesiology Clinics*. 1993, vol. 31, iss.4, pp. 67–88.
3. Domino K. B., Posner K. L., Caplan R. A., Cheney F. W. Awareness During Anesthesia: a Closed Claims Analysis. *Anesthesiology*. 1999, vol. 90, pp. 1053–1061.
4. Shalhaf R., Behnam H., Sleigh J. W., Steyn-Ross A., Voss L. J. Monitoring the Depth of Anesthesia Using Entropy Features and an Artificial Neural Network. *Journal of Neuroscience Methods*. 2013, vol. 218, iss. 1, pp. 17–24.
5. Lee B., Won D., Seo K., Kim H. J., Lee S. Classification of Wakefulness and Anesthetic Sedation Using Combination Feature of EEG and ECG. *Proc. of 2017 5th International Winter Conference on Brain-Computer Interface (BCI)*. Sabuk, South Korea, 9–11 Jan. 2017. Piscataway: IEEE, 2017, pp. 88–90. doi: 10.1109/IWW-BCI.2017.7858168
6. Tong S., Thakor N. V. Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications. Norwood: Artech House, 2009, 421 p.
7. Benzy V. K., Jasmin E. A., Koshy R. C., Amal F. Wavelet Entropy Based Classification of Depth of Anesthesia. 2016 International Conference on Computational Techniques in Information and Communication Technologies (ICCTICT), New Delhi, India, 11–13 March 2016. Piscataway: IEEE, 2016, pp. 521–524. doi: 10.1109/ICCTICT.2016.7514635
8. Viertiö-Oja H., Maja V., Särkelä M., Talja P., Tenkanen N., Tolvanen-Laakso H., Paloheimo M., Vakkuri A., Yli-Hankala A., Meriläinen P. Description of the Entropy Algorithm as Applied in the Datex-Ohmeda S/5 Entropy Module. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. 2004, vol 48, iss. 2, pp. 154–161.
9. Yoon Y., Kim T., Jeong D., Park S. Monitoring the Depth of Anesthesia from Rat EEG Using Modified Shannon Entropy Analysis. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Boston, MA, USA, 30 Aug.–3 Sept. 2011, Piscataway: IEEE, 2011, pp. 4386–4389. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091088.
10. Arslan A., Şen B., Çelebi F. V., Peker M., But A. A Comparison of Different Classification Algorithms for Determining the Depth of Anesthesia Level on a New Set of Attributes. 2015 International Symposium on Innovations in Intelligent Systems and Applications (INISTA), Madrid, Spain, 2–4 Sept. 2015. Piscataway: IEEE, 2015, pp. 1–7. doi: 10.1109/INISTA.2015.7276738
11. Al-Ghaili M. A., Kalinichenko A. N. Evaluation of Depth of Anesthesia Based on Joint Analysis of EEG Frequency and Time Parameters. *Izvestiya SPBGETU "LETI"* [Proceedings of Saint Petersburg Electrotechnical University], 2018, no. 3, pp. 80–85. (In Russian)
12. Al-Ghaili M. A. Evaluation of Deep Anesthesia Stages by Electroencephlogram Based on Spectral Analysis. *Izvestiya SPBGETU "LETI"* [Proceedings of Saint Petersburg Electrotechnical University]. 2017. № 2. С 75–79. (In Russian)
13. Kalinichenko A. N., Manilo L. A., Nemirko A. P. Analysis of Anesthesia Stages Based on the EEG Entropy Estimation. *Pattern Recognition and Image Analysis. Advances in Mathematical Theory and Applications*. 2015, vol. 25, № 4, pp. 632–641.
14. Duda R. O., Hart P. E., Stork D. H. *Pattern Classification: 2nd ed.* NY: Wiley Interscience, 2001, 654 p.

Received October, 02, 2018

Mokhammed A. Al-Ghaili – postgraduate student of the Department of Biotechnical Systems of Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI". The author of 5 scientific publications. Area of expertise: digital processing of biomedical signals; machine learning; pattern recognition.
E-mail: alghily@mail.ru

Alexander N. Kalinichenko – D.Sc. in Engineering (2009), Professor of the Department of Biotechnical Systems of Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI". The author of more than 160 scientific publications. Area of expertise: computer analysis of biomedical signals; machine learning; pattern recognition.
E-mail: ank-bs@yandex.ru

Mokhammed R. Qaid – Master's Degree in Biotechnical Systems and Technologies (2018, Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"). Area of expertise: digital processing of biomedical signals.
E-mail: mkaid@gmail.com