

# Применение искусственной нейронной сети для оценки глубины анестезии по электроэнцефалограмме

А. Н. Калиниченко<sup>1</sup>, М. А. Аль-Гаили<sup>2</sup>, Ю. О. Боброва<sup>3</sup>

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет  
«ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

<sup>1</sup>ank-bs@yandex.ru, <sup>2</sup>alghily@mail.ru, <sup>3</sup>yul.bobrova@gmail.com

**Аннотация.** В работе представлен алгоритм автоматической оценки глубины анестезии в ходе хирургических операций, основанный на анализе электроэнцефалограммы пациента. По сигналу электроэнцефалограммы рассчитываются несколько количественных показателей, которые далее используются в качестве входных данных для искусственной нейронной сети, классифицирующей различные фазы анестезии. Тестирование алгоритма на реальных данных продемонстрировало значения чувствительности и специфичности равные соответственно 0,98 и 0,99.

**Ключевые слова:** оценка глубины анестезии; анализ электроэнцефалограммы; искусственные нейронные сети

## I. ВВЕДЕНИЕ

Одной из важнейших задач в ходе проведения хирургических операций является обеспечение адекватной глубины общей анестезии и, в частности, предотвращение нежелательных происшествий, таких как случаи проявления интраоперационного сознания и передозировки анестетика, что обычно достигается с помощью адекватного мониторинга глубины анестезии (ГА) [1]. Физиологические признаки, такие как сердечный ритм, кровяное давление, потение и т. д. недостаточно достоверны из-за различной реакции обезболивающих препаратов от пациента к пациенту, а также из-за использования препаратов, которые влияют на эти вегетативные изменения. Следовательно, требуются более точные методы для контроля глубины анестезии.

В течение последних двух десятилетий вместо традиционных методов, использующих гемодинамические параметры, были предложены некоторые новые методы оценки ГА, основанные на обработке сигналов электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Поскольку основной мишенью анестезии является центральная нервная система, специалисты-анестезиологи уделяют наибольшее внимание сигналам ЭЭГ.

Пока не существует точной и завершённой теории, но общепризнано, что любое изменение синаптической

функции нейронных клеток изменяет функции мозга. Электрический потенциал, возникающий в результате деятельности нейронных клеток, можно наблюдать и регистрировать с помощью ЭЭГ [2].

Для оценки ГА предлагаются несколько методов количественной оценки уровня сознания во время общей анестезии на основе анализа ЭЭГ, в частности, такие как 95% спектральная краевая частота (spectral edge frequency, SEF95) [2], центральная частота спектра и биспектральный индекс. Одним из наиболее распространённых методов является мониторинг так называемого биспектрального индекса (BIS-индекса) [2]. Значение ГА, представленное BIS-индексом, имеет диапазон значений от 0 до 100. Биспектральный индекс является сложным частотно-временным параметром и состоит из нескольких подпараметров, которые меняют свое значение в зависимости от глубины наркоза пациента. В частности, одними из наиболее важных подпараметров BIS-индекса являются отношение вспышка-подавление (Burst Suppression Ratio, BSR) и относительный бета-индекс (Relative Beta Ratio, RBR). BSR является временным подпараметром, характеризующим эффект «вспышка-подавление». Подпараметр RBR – это логарифм отношения мощностей в двух эмпирически полученных полосах частот. Помимо клинического применения, BIS-индекс может использоваться в качестве универсального критерия для сравнения новых методов оценки анестезии [1]. Некоторые мониторы ЭЭГ основаны на других методах. В частности, монитор Narcotrend (Monitor Technik, Bad Bramsted, Германия), основанный на распознавании образов исходной ЭЭГ и классификации ЭЭГ на разных этапах, и модуль энтропии Datex-Ohmeda, который использует для оценки ГА так называемую спектральную энтропию ЭЭГ [3].

Многие исследования показали, что для различных медицинских применений может быть использован нелинейный анализ ЭЭГ. Нелинейный анализ предоставляет информацию, которая не может быть получена с использованием традиционного спектрального анализа ЭЭГ. Исходя из этого для оценки глубины анестезии можно применять методы теории нелинейной динамики и теории информации, такие как энтропия [4].

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, проект №16-07-00722 А.

Существуют различные способы вычисления энтропии сигнала. Во временной области можно рассматривать, например, аппроксимированную энтропию или энтропию Шеннона. В частотной области может быть вычислена спектральная энтропия (Spectral Entropy, SE) [2].

В последнее время для решения различных задач анализа медицинской информации, в том числе и для определения глубины анестезии, широко используется технология искусственных нейронных сетей (ИНС). Искусственные нейронные сети представляют собой вычислительные средства, состоящие из ряда взаимосвязанных элементарных процессоров (ячеек или нейронов). ИНС используются для решения задач распознавания образов, прогнозирования, оптимизации и классификации. Их основной особенностью является способность к обучению. Технически обучение заключается в нахождении коэффициентов связей между нейронами. В процессе обучения нейронная сеть способна выявлять сложные зависимости между входными и выходными данными, а также выполнять обобщение. Каждый нейрон характеризуется передаточной функцией, которая обрабатывает свою входную информацию, а ее выход направляется после взвешивания на другие связанные с ним нейроны [4].

## II. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В данной работе предлагается и исследуется метод оценки глубины анестезии с использованием ряда параметров сигнала ЭЭГ (в частности, упомянутых выше показателей SE, BSR, SEF95 и RBR) в качестве входных данных искусственной нейронной сети для классификации ЭЭГ при разных уровнях анестезии, соответствующих показаниям контрольного прибора (BIS-монитора) 90, 20, 60 и 80.

### A. Экспериментальный набор записей ЭЭГ

Исходными данными для исследования служат записи ЭЭГ, полученные с электродов, расположенных на лбу пациентов во время хирургической операции. В качестве анестезирующего средства применялся препарат пропофол. При исследовании был использован набор из 1380 записей ЭЭГ, полученных от 23 пациентов в ходе проведения хирургических операций. Продолжительность каждой записи составляет 15 с, используемая частота дискретизации –  $f_s = 500$  Гц. В наборе представлено равное количество записей (по 345) для четырёх вариантов уровня глубины анестезии, соответствующих показаниям контрольного прибора (BIS-монитора) 90, 20, 60 и 80. Эти состояния соответствуют следующим фазам хирургической анестезии: BIS=90 – бодрствование непосредственно перед применением анестетика; BIS=20 – глубокий наркоз в начальной фазе анестезии; BIS=60 – состояние незадолго до пробуждения; BIS=80 – состояние сразу после пробуждения. Основной задачей исследования являлась разработка алгоритма для определения уровня анестезии путём совместного использования перечисленных выше параметров как входных данных нейронной системы. Для реализации алгоритма и

экспериментов была использована среда программирования MATLAB.

### B. Набор ЭЭГ-признаков

Подпараметр BSR используется для оценки эффекта «вспышка-подавление» во время глубокого наркоза. При этом наблюдается чередование сегментов сигнала, имеющих очень низкую амплитуду (эпизодов «подавления») и сегментов с высокой амплитудой («всплесков»). Для расчета этого параметра участки подавления идентифицируются как периоды продолжительностью не менее 0,5 секунд, в течение которых напряжение ЭЭГ не выходит за пределы  $\pm 5,0$  мкВ. Подсчитывается общее время в состоянии «подавления» и параметр BSR вычисляется как доля суммарной длины эпох, где ЭЭГ соответствует критериям подавления [2].

Для вычисления показателя спектральной энтропии сначала с помощью метода быстрого преобразования Фурье вычисляется спектральная плотность мощности (СПМ) анализируемого фрагмента сигнала ЭЭГ. После этого полученная СПМ нормируется умножением спектра на постоянную величину так, чтобы результат умножения суммарной мощности сигнала в некотором диапазоне частот  $f_1 \leq f \leq f_2$  на эту постоянную был равен единице [2]:

$$\sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_n(f_i) = C_n \sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_0(f_i) = 1,$$

где  $P_0(f_i)$  – значения СПМ сигнала ЭЭГ при  $i$ -м значении частоты в анализируемом диапазоне,  $C_n$  – константа нормализации, а  $P_n(f_i)$  – нормированные значения СПМ.

Далее вычисляются значения спектральной энтропии [2]:

$$SE_0 = \sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_n(f_i) \log \frac{1}{P_n(f_i)}.$$

Для вычисления нормализованного значения SE полученный результат делится на величину  $\log(N)$ , где  $N$  – общее количество частотных составляющих:

$$SE = \frac{SE_0}{\log(N)}.$$

Спектральная краевая частота (SEF95) представляет собой частоту, в пределах которой сосредоточено 95% мощности спектра. С ростом глубины анестезии SEF95, как правило, снижается [5]. Параметр RBR – это логарифм отношения суммы мощностей  $D_0$  в эмпирически определённой полосе нижних частот (от 0 Гц до 1,5 Гц) к сумме этой же величины и суммарной мощности  $D_i$  в некотором  $i$ -м диапазоне частот:

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

где  $i = 1, 2, 3$ , а  $D_1$ ,  $D_2$  и  $D_3$  вычисляются соответственно для диапазонов частот от 7 до 16 Гц, от 4 до 6 Гц и от 16 до 30 Гц. Таким образом, исследовалось совместное использование шести различных показателей:  $SE$ ,  $BSR$ ,  $SEF95$ ,  $RBR_1$ ,  $RBR_2$  и  $RBR_3$ .

### С. Выбор структуры и параметров ИНС

Параметры  $SE$ ,  $BSR$ ,  $SEF95$ ,  $RBR_1$ ,  $RBR_2$  и  $RBR_3$  для четырёх состояний анестезии, использовались в качестве входных переменных искусственной нейронной сети. Как было описано выше, для каждого из четырёх исследованных уровней анестезии имелось 345 записи ЭЭГ (общее количество записей равно 1380). Для обучения и проверки ИНС сначала все выборки были перемешаны случайным образом, а после этого были разделены на следующие базы данных: обучающая база данных с объёмом выборки 828, база данных проверки с объёмом выборки 276, и тестовая база данных с объёмом выборки 276.

Для классификации уровней анестезии с помощью ИНС была выбрана модель многослойного персептрона, так как он является наиболее часто используемой структурой ИНС для решения проблем распознавания образов [4].

Были исследованы ИНС с одним и с двумя скрытыми слоями с разным количеством нейронов скрытого слоя (от 10 нейронов до 500). В качестве функций активации для скрытых и выходных слоёв соответственно были выбраны гиперболический тангенс и линейная функция, так как они наиболее часто используются для решения задачи классификации и распознавания образов [4].

## III. РЕЗУЛЬТАТЫ

Для оценивания эффективности ИНС обычно используется так называемая ROC-кривая (Receiver Operator Characteristic – рабочая характеристика приёмника). Сама по себе ROC-кривая служит для визуального анализа и не даёт количественной оценки. Поэтому в качестве количественного метода оценивания эффективности ИНС применяется площадь под ROC-кривой (Area Under Curve, AUC) [6]. В качестве наилучшей структуры ИНС принимается такая, для которой на тестовой выборке достигается максимальное значение

AUC. Число нейронов в каждом из двух скрытых слоёв варьировалось от 10 до 500. При этом максимальное достигнутое значение показателя AUC составило 0,967. Так как близкие к максимальному значения получилось для нескольких вариантов сети, то был выбран вариант, соответствующий минимальному суммарному количеству нейронов, так как при этом обеспечивается наименьшая вычислительная сложность (72 нейрона, из них 7 нейронов в первом скрытом слое и 65 – во втором). Для данной структуры значение чувствительности составило 0,98, а значение специфичности – 0,99.

## IV. ВЫВОДЫ

В данном исследовании был предложен метод для оценки уровня анестезии, основанный на применении нейронных сетей, входными параметрами которых являются временные и частотные показатели ЭЭГ, а именно  $SE$ ,  $BSR$ ,  $SEF95$  и  $RBR$ . Предложенный метод может быть использован в мониторах анестезии, служащих для контроля глубины наркоза в целях выбора адекватной дозы анестезирующих препаратов во время операций, что позволит избежать как случаев интраоперационного пробуждения, так и излишне глубокого наркоза.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Al-kadi M.I., Reaz M.B., Ali M.A. Evolution of electroencephalogram signal analysis techniques during anesthesia. // Basel: Sensors, 2013, Vol. 13(5). P. 6605-6635.
- [2] Tong S., Thakor N.V. Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications. Norwood: Artech House, 2009. 421 p.
- [3] Liang Z., Wang Y., Sun X., et al. EEG entropy measures in anesthesia. // Front. Comput. Neurosci, 2015, Feb 18. P. 9-16.
- [4] Shalhaf R., Behnam H., Sleight 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; 218(1). P. 17–24.
- [5] Viertiö-oja H., Maja V., Särkelä M., 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. Denmark: Acta Anaesthesiol Scand, 2004, Vol 48(2). P. 154-161.
- [6] Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 440 с.