

Визуализация энтропии сигналов ЭЭГ при шизофрении

И.Е. Кутепов^{1,А}, А. В. Крысько^{2,А}, В.В. Добриян^{3,А}, Т.В. Яковлева^{4,А}, Е.Ю. Крылова^{5,А}, В.А. Крысько^{6,А}

^А Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.

¹ ORCID: 0000-0002-1003-4496, iekutepov@gmail.com

² ORCID: 0000-0002-9389-5602, anton.krisko@gmail.com

³ ORCID: 0000-0003-1136-1867, dobriy88@yandex.ru

⁴ ORCID: 0000-0003-3238-2317, Yan-tan1987@mail.ru

⁵ ORCID: 0000-0002-7593-0320, Kat.Krylova@bk.ru

⁶ ORCID: 0000-0002-4914-764X, tak@san.ru

Аннотация

В работе представлена визуализация исследования энтропии сигналов двух групп обследуемых. Получение сигналов активности головного мозга производилось с применением электроэнцефалограмм (ЭЭГ). Объектом исследования являлись две группы подростков – с синдромами шизофрении и контрольная группа. Для каждого из участников обеих групп были записаны сигналы по 16 каналам. Анализировались такие показатели сложности сигнала как мультимасштабная энтропия, образцовая энтропия и аппроксимированная энтропия. Сопоставление результатов энтропийных оценок производилось в виде топографических изображений. Топографические изображения поверхности головы получены на основе сферического сплайна. Активность полушарий головного мозга для обеих групп сравнивалась при помощи кросс-корреляционной функции.

Исследование показало, что визуализация сигналов ЭЭГ может быть полезным инструментом при классификации больных шизофренией и контрольной группы. Предполагается, что такой анализ будет полезен при психиатрическом обследовании больных шизофренией.

С другой стороны, предлагаемый подход может быть использован для расширения функциональных возможностей образовательной робототехники. Оперативное выявление робототехническим комплексом наличия в учебной группе обучаемых с симптомами шизофрении позволит на ранних стадиях избежать возможной опасности проявления асоциального поведения посредством применения адекватных методик проведения учебных занятий.

Ключевые слова: ЭЭГ, шизофрения, энтропия, кросс-корреляция, визуализация данных, образовательная робототехника.

1. Введение

Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) производит направленное измерение электрической активности головного мозга по поверхности скальпа. Современные ЭЭГ системы используют множество электродов (16-256), которые определяют напряжение в соответствующих точках скальпа человека. Обычно источники сигнала ЭЭГ не находятся непосредственно под определенным записывающим электродом и могут быть обнаружены на удаленном участке или в глубокой структуре мозга на некотором расстоянии от любого из электродов. Подходы к обратной задаче часто используют численные мо-

дели для связи глубоких, удаленных источников с сигналами, записанными на поверхности.

Эту проблему можно назвать "топографической проблемой", или проблемой определения локальной функции мозга непосредственно под каждым регистрирующим электродом. Подходы к этой проблеме не фокусируются на каком-либо одном потенциале или форме волны, а вместо этого анализируют фоновую активность ЭЭГ на каждом электроде для анализа частотного спектра и характера функции колебаний. Вместо того, чтобы моделировать фокусный источник, удаленный от конкретного электрода, этот подход рассматривает источник(и) под каждым местом расположения электродов [1].

Характер измерения напряжения требует соблюдения условий размещения электродов на коже головы. К этим условиям относятся: достаточно большое напряжение, чувствительность к деятельности мозга и отсутствие шума [2]. Пути решения проблемы шумового воздействия являются усреднение потенциала электродов, анализ биполярных пар, для которых эталонный эффект является явным, и вычисление оператора Лапласа по поверхности кожи головы с использованием локальных или глобальных сплайнов. Усредненный потенциал не зависит от конкретного выбора электрода и в каждой точке аппроксимирует потенциал относительно бесконечности. Таким образом, аппроксимация промежуточных точек между электродами позволяет получить достоверные данные об активности мозга.

Одним из факторов, который может повлиять на то, насколько точно топографический анализ отражает локальную функцию мозга, является конкретная мера энергии ЭЭГ, которая выбирается для картирования. Наиболее широко используются два энергетических показателя: абсолютная мощность или интенсивность энергии на участке электродов в определенной полосе частот, измеренная в мВ; и относительная мощность или доля мощности на участке электродов в данной полосе частот, измеренная в процентах от общей абсолютной мощности по всему спектру. Предыдущие исследования показали, что абсолютная и относительная мощность являются взаимодополняющими показателями, которые могут передавать существенно различную информацию о функции мозга [3]. Методы и подходы нелинейной динамики, используемые в анализе данных ЭЭГ (временных рядов), находят свое применение и в других отраслях современной науки, например в механике [4, 5], радиофизике [6], истории [7] и др.

Анализ энтропии временных рядов широко применяется в исследовании ЭЭГ. Мультимасштабный энтропийный анализ (MSE) был введен в 2002 году для оценки сложности временного ряда путем количественной оценки его энтропии в различных временных масштабах. Алгоритм успешно применяется в различных областях исследований. После его введения был предложен ряд изменений и уточнений, одни из которых были направлены на повышение точности энтропийных оценок, другие – на изучение альтернативных методов анализа. Основные алгоритмы определения энтропии представлены в обзоре [8].

В литературе встречаются многочисленные исследования ЭЭГ пациентов с диагнозом шизофрении в соответствии с различными критериями. Наиболее опасным симптомом шизофрении, вероятно, является нарушение восприятия информации об окружающей пациента среде. Обычно первичная диагностика шизофрении основывается на наблюдениях за действиями пациента, поведенческими изменениями, анамнезом психических заболеваний в семье, предыдущим уровнем социального функционирования и т.д. Как правило, сообщается о росте неспецифических аномалий. В работе [9] говорится, что ЭЭГ аномалии и пароксизмальные дизритмии могут оказывать характерное влияние на прогнозирование шизофрении. Абрамс и Тейлор [10], используя систему классификации, аналогичную DSM-IV, показали, что у пациентов с шизофренией было в два раза больше височных ЭЭГ аномалий в левой стороне, чем у пациентов с аффективными расстройствами. Классификация обследуемых с синдромами шизофрении на основе анализа энтропии ЭЭГ часто является компонентом алгоритмов машинного

обучения [11]. В работе [12] была исследована энтропия Шеннона, спектральная энтропия, аппроксимированная энтропия и показатель Лампель-Зива для классификации больных шизофренией. Авторами этой работы визуализация энтропийных оценок применялась для определения наиболее характерных каналов ЭЭГ, однако они не рассматривали мультимасштабную энтропию. В работе [13] визуализация спектральной энтропии была применена для показа различий в активности головного мозга между больными шизофренией и контрольной группой.

Для интерпретации записей ЭЭГ требуются знания из четырех соответствующих источников информации. Во-первых, необходимо распознавать и классифицировать ЭЭГ-сигналы, которые имеют индивидуальную идентичность и временные закономерности, возникающие при их последовательном появлении. Во-вторых, необходимо иметь теоретическую основу для анализа сигналов, поскольку это облегчает понимание как визуальных, так и автоматических методов. Третье требование касается пространственных или топографических особенностей ЭЭГ. Четвертый источник информации получен из эмпирических наблюдений связей между ЭЭГ и клиническими условиями. Визуальное распознавание специфических образцов ЭЭГ намного проще, чем их устное описание, потому что глаза и мозг особенно хорошо распознают образы [14]. Анализ сигналов математическими методами дает возможность количественно описать записи ЭЭГ, т.к. характеристики сигналов могут быть измерены. Таким образом, визуализация анализа энтропии сигналов ЭЭГ объединяет в себе все четыре источника информации об обследуемом. В работе предложен подход, позволяющий визуализировать энтропию сигналов и устанавливать взаимосвязь активности зон головного мозга, т.е. решать топографическую проблему и согласовать показания ЭЭГ с клиническими наблюдениями.

В настоящем исследовании, авторы дополнительно изучили способность энтропийных оценок характеризовать зонирование мозговой активности у пациентов с шизофренией на основе топографических изображений головы. Для уточнения возможных различий в энтропийной оценке использовались три параметра: мультимасштабная энтропия (Multiscale Entropy), образцовая энтропия (Sample Entropy) и аппроксимированная энтропия (Approximate Entropy). Анализировалась передача информации между различными областями коры головного мозга как у больных шизофренией, так и в контрольной группе путем оценки кросс-корреляционной функции между электродами ЭЭГ. Предполагается, что такой визуальный анализ на основе энтропии будет полезен при психиатрическом обследовании больных шизофренией. Также предлагаемый подход может служить инструментальным средством ранней диагностики шизофрении обучаемых в образовательном учреждении при использовании робототехнических комплексов в качестве ассистента педагога [24].

2. Типы энтропии

2.1. Аппроксимированная энтропия (ApEn)

Алгоритм определения аппроксимированной энтропии предложил Пинкас [15]. Аппроксимированная энтропия (ApEn) – статистическая характеристика, которая может быть использована для количественного измерения сложности или нерегулярности сигналов [16]. Она описывает количество новой информации в сигнале. Надежная оценка аппроксимированной энтропии может быть получена при анализе коротких и зашумленных сигналов. Положительное число присваивается временным рядам с большими значениями, что соответствует большей сложности или нерегулярности данных. Энтропия определяется по формуле:

$$ApEn(m, r, N) = \varphi^m(r) - \varphi^{m+1}(r),$$

где m – приращение длины вектора данных, r – размер ячейки фазового пространства (погрешность). Компоненты $\varphi^m(r)$ и $\varphi^{m+1}(r)$ определяются как:

$$\varphi^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_r^m(i),$$

где $C_r^m(i)$ – количество совпадений интервалов длиной m с погрешностью r на интервале данных N .

2.2. Образцовая энтропия (SampEn)

Образцовая энтропия была разработана Ричманом и Мурманом для устранения слабых сторон аппроксимированной энтропии (ApEn) [17]. В аппроксимированной энтропии (ApEn) учитывается самоподобие сигнала. Образцовая энтропия (SampEn) является вероятностью того, что последовательность данных m будет такой же, как другая последовательность данных в сигнале с погрешностью r , которая останется прежней, если данные последовательности будут увеличены на $m + 1$. Образцовая энтропия (SampEn) определяется по формуле:

$$SampEn(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} -\ln \frac{A^m(r)}{B^m(r)},$$

где $A^m(r)$ – вероятность того, что два набора данных будут совпадать для количества точек $m + 1$ с погрешностью r ; $B^m(r)$ – вероятность того, что два набора данных будут совпадать для количества точек m с погрешностью r .

Таким образом, образцовая энтропия (SampEn) не учитывает самоподобие, что позволяет избежать возможных проблем $\ln(0)$, выполнив логарифмирование на самом последнем шаге. SampEn не зависит от форматирования данных так сильно, как ApEn. Это свойство делает алгоритм SampEn пригодным для приложений с относительно небольшим объемом данных.

2.3. Мультимасштабная энтропия (MSE)

Метод расчета мультимасштабной энтропии MSE был представлен в работе [18]. Для заданного дискретного временного ряда $\{x_1, \dots, x_i, \dots, x_N\}$, определяется последовательность из упрощенного временного ряда $\{y^{(\tau)}\}$ относительно масштабирующего параметра τ . Исходный временной ряд делится на неперекрывающиеся окна длиной τ , и далее значения усредняются для каждого окна. Таким образом, каждый элемент упрощенного временного ряда вычисляется по формуле:

$$y_j^{(\tau)} = \frac{1}{\tau} \sum_{i=(j-1)\tau+1}^{j\tau} x_i, \quad 1 \leq j \leq N/\tau.$$

Для первого масштаба, временной ряд $\{y^{(1)}\}$ эквивалентен исходному временному ряду. Длина каждого временного ряда соответствует длине исходного временного ряда, деленного на масштабирующий параметр τ .

Вычисление количественной меры энтропии S_E для каждого упрощенного временного ряда производится по формуле:

$$S_E(m, r, N) = \ln \frac{\sum_{i=1}^{N-m} n_i'^m}{\sum_{i=1}^{N-m} n_i'^{m+1}},$$

где m – приращение длины вектора данных, r – размер ячейки фазового пространства (погрешность), $n_i'^m$ – вероятность повторения последовательности данных заданной длины в исходных данных.

3. Сферический сплайн

Уравнения для определения сферического сплайна энтропии по поверхности черепа были получены по аналогии с определением сплайна потенциала, представленным в работе Ферри [19].

Пусть вектор \bar{r}_j определяет положение измерительного электрода на сферической поверхности скальпа, при этом, $j = 1, \dots, J$. Функция $V(\bar{r}_j)$ будет определять энтропию в этой точке (относительно некоторой точки отсчета). Сферический сплайн для вычисления энтропии $V(\bar{r}_j)$ определяется по формуле:

$$V(\bar{r}_j) = c_0 + \sum_{j=1}^J c_j g_m(\rho \cdot \rho_j),$$

где c_0 и c_j – константы, соответствующие данным. Оператор $\rho \cdot \rho_j$ – косинус угла между точкой интерполяции \bar{r} и положением электрода \bar{r}_j . Функция g_m определяется как:

$$g_m(x) = \frac{1}{4\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{(n(n+1))^m} P_n(x),$$

где $P_n(x)$ многочлен Лежандра.

4. Система размещения электродов

Для реализации системы «10-20%» (Рисунок 1) производят измерение продольного размера головы от переносицы (точка nasion) до затылочного бугра (точка inion) и поперечного размера между наружными слуховыми проходами. Эти два размера принимают за 100% (для каждого направления в отдельности). После чего проводят условные "меридианы" от лобной к затылочной области и % "параллели" в поперечном направлении через макушку. На расстоянии 10% от исходных точек (nasion и inion) устанавливают электроды нижней линии, остальные электроды устанавливают в точках пересечения "меридианов" и "параллелей" на расстоянии 20% от полной длины в поперечном и продольном направлении. Точки отведения обозначают большими латинскими буквами соответствующими начальным буквам названия зон. Нечетными номерами помечают точки левого полушария. Электроды, располагающиеся, на средней линии, обозначаются с индексом z: Fz, Cz, Pz и называются сагиттальными S – sagitalis. Ушные электроды обозначаются буквой A – auriculus A1, A2. [20]

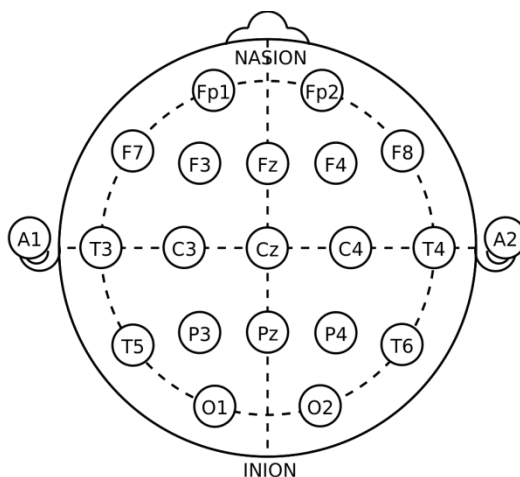


Рисунок 1. Система размещения электродов «10-20%».

5. Объект исследования

Объектом исследования являлись подростки в возрасте от 10 до 14 лет. В первую группу входили 45 мальчиков в возрасте от 10 до 14 лет, с синдромами шизофрении, диагностированной согласно критериям, приведенным в [21]. Пациенты не получали медикаментозное лечение до проведения обследования, что позволяет исключить их воздействия на результаты ЭЭГ. Вторая группа состояла из 39 здоровых мальчиков в воз-

расте от 11 до 13 лет. Запись ЭЭГ проводилась в спокойном состоянии обследуемых подростков, находящихся с закрытыми глазами.

Для снятия данных ЭЭГ применялась схема расположения «10-20» из 16 электродов: O1, O2, P3, P4, Pz, T5, T6, C3, C4, Cz, T3, T4, F3, F4, F7, F8. Сопротивление электродов составляло менее 10 кОм, частота дискретизации 128 Гц, полоса пропускания от 0,5 Гц до 45 Гц. Очистка от артефактов от движения головы и глаз производилась двумя экспертами ручным методом. Запись производилась в течении 60 секунд. База исходных сигналов находится в открытом доступе в сети интернет по адресу: http://brain.bio.msu.ru/eeg_schizophrenia.htm.

6. Результаты

Средние значения энтропии по каналам для двух групп обследуемых представлены на рисунке 2. При вычислении энтропии были применены следующие значения параметров: $m = 5$, $r = 0.2$, $\tau = 4$. Для аппроксимированной энтропии (ApEn) полученные величины имеют порядок 10^{-3} , что характерно для длинных сигналов $N = 7680$. Для больных шизофренией (sch) и контрольной группы (norm) получены очень близкие значения средней энтропии, что не позволяет классифицировать обследуемых. Образцовая энтропия (SampEn) демонстрирует более приемлемые результаты, т.к. учитывается самоподобие, однако, на рисунке наблюдаются множественные пересечения между графиками для больных шизофренией (sch) и контрольной группы (norm). Присутствие пересечений не позволяет применить данный метод определения энтропии для классификации обследуемых пациентов. Мультимасштабная энтропия продемонстрировала наилучшие результаты, пересечение графиков присутствовало только по каналу O1.

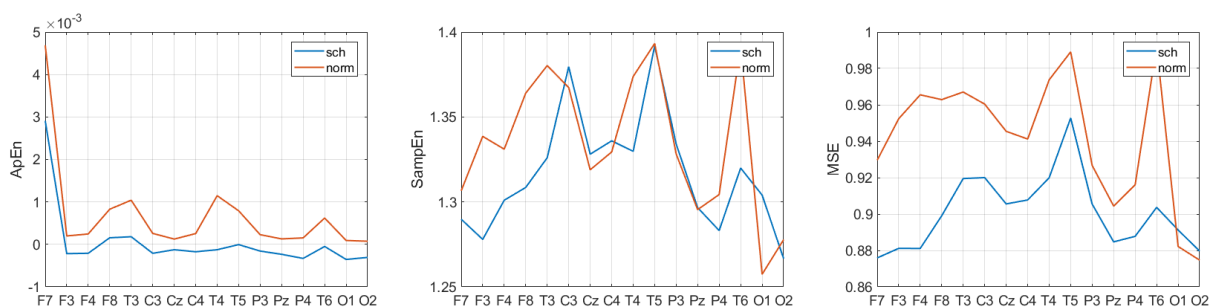


Рисунок 2. Распределение аппроксимированной энтропии (ApEn), образцовой энтропии (SampEn) и мультимасштабной энтропии (MSE) по каналам.

По вычисленным значениям средней энтропии были построены топографические изображения (Рисунок 3) визуализирующие активность головного мозга, определенную по соответствующим каналам. Для аппроксимированной энтропии (ApEn) (рисунок 2) топографические изображения для больных шизофренией и контрольной группой являются близкими и нехарактерными. Для образцовой энтропии (SampEn) (рисунок 2) и мультимасштабной энтропии (MSE) (рисунок 2) топографические изображения носят ассиметричный характер. Для пациентов с синдромами шизофрении, значительные межполушарные различия были обнаружены в лобной области, что согласуется с другими исследованиями [22]. В другом исследовании, произведенном с помощью МРТ, также сообщается, что у больных шизофренией наблюдаются признаки дефицита активности в левом полушарии [23]. В нашем исследовании мы обнаружили признаки пониженной активности в левом и правом полушариях головного мозга, т.е. наблюдается уменьшение сложности сигналов ЭЭГ во всём мозге, это характерное свойство также отмечалось в работе [12]. Визуализация и вычисления производились в программном комплексе MatLab.

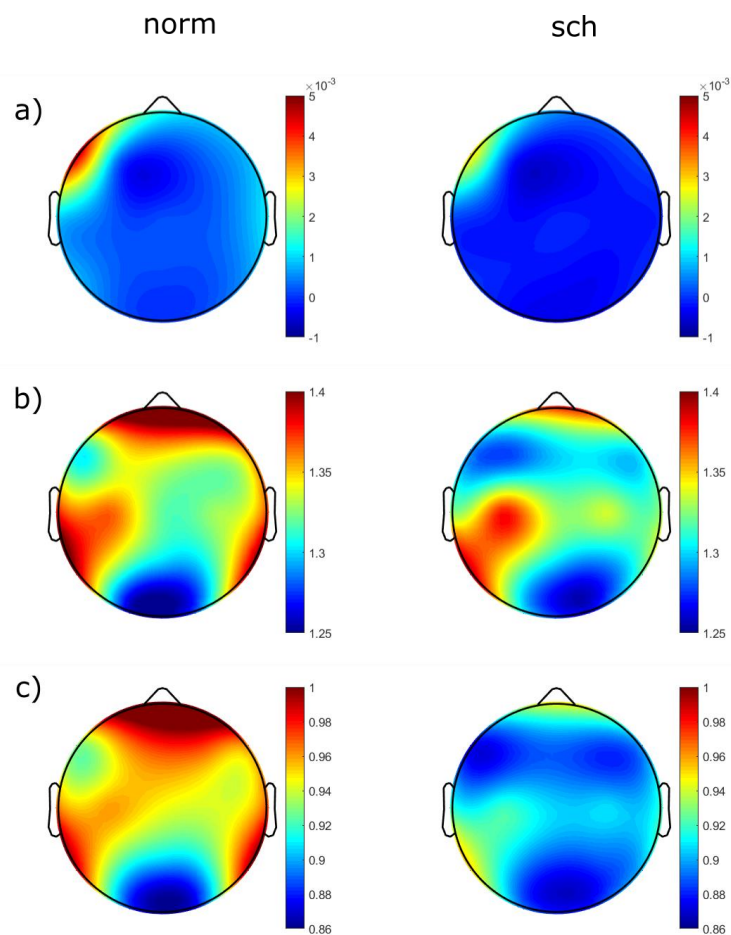


Рисунок 3. Топографические изображения средних значений а) аппроксимированной энтропии (ApEn), б) образцовой энтропии (SampEn) и в) мультимасштабной энтропии (MSE).

Сравнение топографических изображений энтропии сигналов ЭЭГ, полученных методом мультимасштабной энтропии, позволяет сделать вывод о том, что у обследуемых из контрольной группы и с синдромами шизофрении имеются явные различия показаний активности в зонах коры головного мозга. Для оценки этих различий была применена кросс-корреляционная функция. Кросс-корреляция определялась для усредненной энтропии по всем обследуемым для каждого из каналов ЭЭГ. На рисунке 4 представлена визуализация кросс-корреляционной функции для обеих групп. Числа (1-16) на осях соответствуют каналам O1, O2, P3, P4, Pz, T5, T6, C3, C4, Cz, T3, T4, F3, F4, F7, F8.

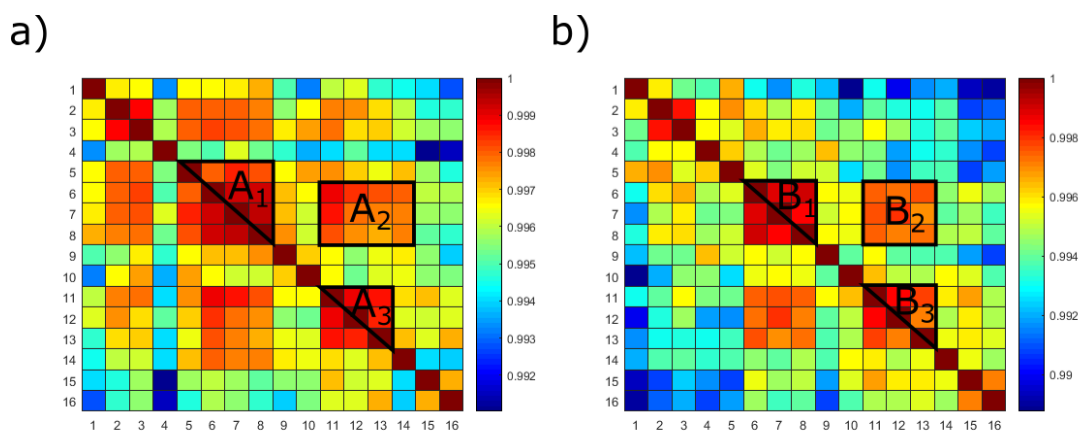


Рисунок 4. Кросс-корреляция энтропии по каналам а) контрольной группы, б) с синдромами шизофрении.

При анализе кросс-корреляционной функции были выделены следующие пары электродов, демонстрирующие наименьшее значение: для контрольной группы – 1-4(O1-P4), 4-9(P4-C4), 4-10(P4-Cz), 4-15(P4-F7), 4-16(P4-F8); для группы с синдромами шизофрении 1-7 (O1-T6), 1-12 (O1-T4), 2-10(O2-Cz), 2-12(O2-T4), 2-13(O2-F3), 3-13(P3-F3), 3-14(P3-F4), 5-12(Pz-T4), 5-15(Pz-F7), 9-16(C4-F8). Таким образом, уменьшение значения кросс-корреляции у больных шизофренией было обнаружено для энтропии в левом полушарии по сравнению с правым полушарием, а также между левым передним и правым задним, и между правым передним и левым задним отделом головного мозга. Эти результаты подтверждают предположения о том, что шизофрения может быть нарушением соотношения активности в различных областях мозга. Области каналов с наибольшей кросс-корреляцией обозначены на рисунке 4 как A_{1-3} и B_{1-3} для контрольной группы и группы с синдромами шизофрении соответственно. Установлено, что области локализованы одинаково, но A_1 и A_2 расширены по сравнению с областями B_1 и B_2 . Область A_1 расширена за счет кросс-корреляции каналов 5-8 (Pz-C3), 6-8 (T5-C3), 7-8 (T6-C3), область A_2 – за счет кросс-корреляции каналов 6-14 (T5-F4), 7-14 (T6-F4), 8-14(C3-F4). Учитывая расположение каналов C3 и F4 над левым и правым полушарием головного мозга, можно сделать вывод о том, что связь активности между полушариями у контрольной группы выше, чем у пациентов с синдромами шизофрении.

7. Заключение

Предложенная авторская методика проведения визуального анализа сочетает в себе преимущества топографического анализа и кросс-корреляционного анализа. Такой подход позволил определить наиболее характерный метод вычисления сложности сигнала ЭЭГ (из рассмотренных) и сопоставить взаимосвязь активности областей и зон головного мозга.

Настоящее исследование показало, что визуализация энтропии может быть полезным инструментом при классификации участников ЭЭГ обследования. Установлено, что наиболее характерные результаты классификации больных шизофренией и контрольной группы показывает мультимасштабная энтропия (MSE). Визуализация средней энтропии по каналам ЭЭГ позволила установить количественную меру асимметрии активности полушарий головного мозга. Результаты настоящего исследования могут быть использованы в программно-аппаратном комплексе робота-ассистента антропоморфного типа ПАК РААТ [24] для оценки текущего эмоционального, психологического и физического состояния обучаемого.

Благодарности

Данная работа выполнена при поддержке Министерства науки и образования (соглашение о предоставлении субсидии № 14.577.21.0282 от 01.10.2017, уникальный идентификатор проекта RFMEFI57717X0282 Федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 годы».

Список литературы

1. Cook I. A. et al. Assessing the accuracy of topographic EEG mapping for determining local brain function //Electroencephalography and clinical neurophysiology. – 1998. – V. 107. – №. 6. – pp. 408-414.
2. Nunez P. L. et al. Electric fields of the brain: the neurophysics of EEG. – Oxford University Press, USA, 2006.
3. Leuchter A. F. et al. Regional differences in brain electrical activity in dementia: use of spectral power and spectral ratio measures //Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. – 1993. – V. 87. – №. 6. – pp. 385-393.

4. J. Awrejcewicz, V. A. Krysko, I. V. Papkova, A. V. Krysko Deterministic Chaos in One-Dimensional Continuous Systems. World Scientific, Singapore 2016 monograph, 562 pages, ISBN978-981-4719-69-8
5. Krysko A.V., Awrejcewicz J., Zakharova A.A., Papkova I.V., Krysko V.A., 'Chaotic vibrations of flexible shallow axially symmetric shells', *Nonlinear Dynamics*, 91(4), 2018, 2271-2291
6. Stankevich N.V., Dvorak A.A., Astakhov V.V., Jaros P., Perlikowski P., Kapitaniak T., Kapitaniak M. Chaos and hyperchaos in coupled antiphase driven Toda oscillators. *Regular and Chaotic Dynamics*. 2018. V. 23. № 1. pp. 120-126.
7. Yaroshenko, T.Y., D.V. Krysko, V. Dobriyana, M.V. Zhigalova, H. Vos, P. Vandenabeele, and V.A. Krysko. 2015. Wavelet Modeling and Prediction of the Stability of States: The Roman Empire and the European Union. *Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation* 26 (1-3): 265-275.
8. Humeau-Heurtier A. The multiscale entropy algorithm and its variants: A review // *Entropy*. – 2015. – V. 17. – №. 5. – pp. 3110-3123.
9. Henry J. C. Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields // *Neurology*. – 2006. – V. 67. – №. 11. – pp. 2092-2092-a.
10. Abrams R., Taylor M. A. Differential EEG patterns in affective disorder and schizophrenia // *Archives of General Psychiatry*. – 1979. – T. 36. – №. 12. – pp. 1355-1358.
11. Piryatinska A., Darkhovsky B., Kaplan A. Binary classification of multichannel-EEG records based on the ϵ -complexity of continuous vector functions // *Computer methods and programs in biomedicine*. – 2017. – V. 152. – pp. 131-139.
12. Sabeti M., Katebi S., Boostani R. Entropy and complexity measures for EEG signal classification of schizophrenic and control participants // *Artificial intelligence in medicine*. – 2009. – V. 47. – №. 3. – pp. 263-274.
13. Bachiller A. et al. Decreased spectral entropy modulation in patients with schizophrenia during a P300 task // *European archives of psychiatry and clinical neuroscience*. – 2014. – V. 264. – №. 6. – pp. 533-543.
14. Cooper R., Osselton J. W., Shaw J. C. EEG technology. – Butterworth-Heinemann, 2014.
15. Pincus S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity // *Proceedings of the National Academy of Sciences*. – 1991. – V. 88. – №. 6. – pp. 2297-2301.
16. Bruhn J., Röpcke H., Hoeft A. Approximate entropy as an electroencephalographic measure of anesthetic drug effect during desflurane anesthesia // *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists*. – 2000. – V. 92. – №. 3. – pp. 715-726.
17. Richman J. S., Moorman J. R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy // *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*. – 2000. – V. 278. – №. 6. – pp. H2039-H2049.
18. Costa M., Goldberger A. L., Peng C. K. Multiscale entropy analysis of biological signals // *Physical review E*. – 2005. – V. 71. – №. 2. – pp. 021906.
19. Ferree T. C. Spherical splines and average referencing in scalp electroencephalography // *Brain topography*. – 2006. – V. 19. – №. 1-2. – pp. 43-52.
20. Klem G. H. et al. The ten-twenty electrode system of the International Federation // *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. – 1999. – V. 52. – №. 3. – pp. 3-6.
21. Md W. M. Diagnostic and statistical manual of mental disorders. – 1994.
22. Na S. H. et al. EEG in schizophrenic patients: mutual information analysis // *Clinical Neurophysiology*. – 2002. – V. 113. – №. 12. – pp. 1954-1960.
23. Hugdahl K. et al. Brain activation measured with fMRI during a mental arithmetic task in schizophrenia and major depression // *American Journal of Psychiatry*. – 2004. – V. 161. – №. 2. – pp. 286-293.

24. Stepanov M.F. et al. Architectural features of a cyber-physical control system of hardware-software complex of anthropomorphous robot assistant for a teaching professional // Mathematical Methods in Technics and Technologies (MMTT – 32). Proceedings of 32th International Conference. - SPb.: Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, 2019. - pp. 26 – 36.

Visualization of EEG signal entropy in schizophrenia

I.E. Kutepov^{1,A}, A. V. Krysko^{2,A}, V.V. Dobriyan^{3,A}, T.V. Yakovleva^{4,A}, E.Yu. Krylova^{5,A},
V.A. Krysko^{6,A}

^A Yuri Gagarin State Technical University of Saratov (SSTU)

¹ ORCID: 0000-0002-1003-4496, iekutepov@gmail.com

² ORCID: 0000-0002-9389-5602, anton.krysko@gmail.com

³ ORCID: 0000-0003-1136-1867, dobriy88@yandex.ru

⁴ ORCID: 0000-0003-3238-2317, Yan-tan1987@mail.ru

⁵ ORCID: 0000-0002-7593-0320, Kat.Krylova@bk.ru

⁶ ORCID: 0000-0002-4914-764X, tak@san.ru

Abstract

This paper describes the visualization of the study of signal entropy in two groups of subjects. Brain activity signals were obtained using electroencephalogram (EEG). Two groups of adolescents – a schizophrenic group and a control group – were the subjects of the study. For each of the participants in both groups, 16 channels were recorded. Multi-scale entropy, model entropy, and approximated entropy were analyzed for signal complexity. The results of the entropic assessments were compared in the form of topographic images. Topographic images of the head surface were obtained based on a spherical spline. The activity of brain hemispheres for both groups was compared using the mean values of the cross-correlation function.

The study showed that the visualization of EEG signals could be a useful tool for classification of patients with schizophrenia and control groups. The analysis may be considered useful for the psychiatric examination of patients with schizophrenia.

On the other hand, the proposed approach is useful to extend the functionality of the educative robotics. Identification of schizophrenic subjects in the group of students provided by the robotic complex on the fly helps to avoid possible antisocial behavior while applying adequate training methods.

Keywords: EEG, schizophrenia, entropy, cross-correlation, data visualization, educational robotics.

References

1. Cook I. A. et al. Assessing the accuracy of topographic EEG mapping for determining local brain function //Electroencephalography and clinical neurophysiology. – 1998. – V. 107. – №. 6. – pp. 408-414.
2. Nunez P. L. et al. Electric fields of the brain: the neurophysics of EEG. – Oxford University Press, USA, 2006.
3. Leuchter A. F. et al. Regional differences in brain electrical activity in dementia: use of spectral power and spectral ratio measures //Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. – 1993. – V. 87. – №. 6. – pp. 385-393.
4. J. Awrejcewicz, V. A. Krysko, I. V. Papkova, A. V. Krysko Deterministic Chaos in One-Dimensional Continuous Systems. World Scientific, Singapore 2016 monograph, 562 pages, ISBN978-981-4719-69-8
5. Krysko A.V., Awrejcewicz J., Zakharova A.A., Papkova I.V., Krysko V.A., 'Chaotic vibrations of flexible shallow axially symmetric shells', Nonlinear Dynamics, 91(4), 2018, 2271-2291

6. Stankevich N.V., Dvorak A.A., Astakhov V.V., Jaros P., Perlikowski P., Kapitaniak T., Kapitaniak M. Chaos and hyperchaos in coupled antiphase driven Toda oscillators. *Regular and Chaotic Dynamics*. 2018. V. 23. № 1. pp. 120-126.
7. Yaroshenko, T.Y., D.V. Krysko, V. Dobriyana, M.V. Zhigalova, H. Vos, P. Vandenabeele, and V.A. Krysko. 2015. Wavelet Modeling and Prediction of the Stability of States: The Roman Empire and the European Union. *Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation* 26 (1–3): 265–275.
8. Humeau-Heurtier A. The multiscale entropy algorithm and its variants: A review // *Entropy*. – 2015. – V. 17. – №. 5. – pp. 3110-3123.
9. Henry J. C. Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields // *Neurology*. – 2006. – V. 67. – №. 11. – pp. 2092-2092-a.
10. Abrams R., Taylor M. A. Differential EEG patterns in affective disorder and schizophrenia // *Archives of General Psychiatry*. – 1979. – T. 36. – №. 12. – pp. 1355-1358.
11. Piryatinska A., Darkhovsky B., Kaplan A. Binary classification of multichannel-EEG records based on the ϵ -complexity of continuous vector functions // *Computer methods and programs in biomedicine*. – 2017. – V. 152. – pp. 131-139.
12. Sabeti M., Katebi S., Boostani R. Entropy and complexity measures for EEG signal classification of schizophrenic and control participants // *Artificial intelligence in medicine*. – 2009. – V. 47. – №. 3. – pp. 263-274.
13. Bachiller A. et al. Decreased spectral entropy modulation in patients with schizophrenia during a P300 task // *European archives of psychiatry and clinical neuroscience*. – 2014. – V. 264. – №. 6. – pp. 533-543.
14. Cooper R., Osselton J. W., Shaw J. C. EEG technology. – Butterworth-Heinemann, 2014.
15. Pincus S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity // *Proceedings of the National Academy of Sciences*. – 1991. – V. 88. – №. 6. – pp. 2297-2301.
16. Bruhn J., Röpcke H., Hoeft A. Approximate entropy as an electroencephalographic measure of anesthetic drug effect during desflurane anesthesia // *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists*. – 2000. – V. 92. – №. 3. – pp. 715-726.
17. Richman J. S., Moorman J. R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy // *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*. – 2000. – V. 278. – №. 6. – pp. H2039-H2049.
18. Costa M., Goldberger A. L., Peng C. K. Multiscale entropy analysis of biological signals // *Physical review E*. – 2005. – V. 71. – №. 2. – pp. 021906.
19. Ferree T. C. Spherical splines and average referencing in scalp electroencephalography // *Brain topography*. – 2006. – V. 19. – №. 1-2. – pp. 43-52.
20. Klem G. H. et al. The ten-twenty electrode system of the International Federation // *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. – 1999. – V. 52. – №. 3. – pp. 3-6.
21. Md W. M. Diagnostic and statistical manual of mental disorders. – 1994.
22. Na S. H. et al. EEG in schizophrenic patients: mutual information analysis // *Clinical Neurophysiology*. – 2002. – V. 113. – №. 12. – pp. 1954-1960.
23. Hugdahl K. et al. Brain activation measured with fMRI during a mental arithmetic task in schizophrenia and major depression // *American Journal of Psychiatry*. – 2004. – V. 161. – №. 2. – pp. 286-293.
24. Stepanov M.F. et al. Architectural features of a cyber-physical control system of hardware-software complex of anthropomorphous robot assistant for a teaching professional // *Mathematical Methods in Technics and Technologies (MMTT – 32)*. Proceedings of 32th International Conference. - SPb.: Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, 2019. - pp. 26 – 36.