ПРОГРАММИРОВАНИЕ

УДК 004.89 **DOI: 10.14529/mmp250305**

ПОИСК ОПТИМАЛЬНЫХ МЕТРИК ДЛЯ ОЦЕНКИ РАЗЛИЧИЙ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ СОСТОЯНИЙ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ СИГНАЛА ЭЭГ

Э.В. Глеклер[1]***, А.М. Кашевник***[1]
[1]Санкт-Петербургский Федеральный исследовательский центр РАН,
г. Санкт-Петербург, Российская Федерация

В работе представлена оценка оптимальности различных метрик сигнала ЭЭГ для использования с целью поиска отличий сигнала ЭЭГ человека в состоянии концентрации и состоянии свободного блуждания ума. Метрики выбраны на основе приведенного анализа работ по теме распознавания и оценки состояния различных состояний человека, подобных состоянию концентрации. Приведены практические способы вычисления выбранных метрик мощности и энтропии сигнала в различных частотных диапазонах. В работе используется уникальный набор данных, содержащий записи ЭЭГ для функциональных состояний концентрации на точке в центре лба и фонового состояния свободного блуждания ума, включающий в себя записи 17 участников. Оценка оптимальности метрик осуществлена на основе коэффициента точечной бисериальный корреляции значений метрик с функциональными состояниями, а также аналогичного показателя, основанного на разности межквартильных расстояний значений метрик. Показано, что оптимальными являются метрики мощности в α, θ и SMR-диапазонах, а также метрика энтропии сигнала в диапазоне от 0,3 до 30 Гц. Данные метрики показывают значимые, но разнонаправленные изменения между функциональными состояниями практически для всех опытных участников в выборке.

Ключевые слова: метрики ЭЭГ; концентрация; спектральный анализ; энтропия; функциональные состояния.

Введение

Анализ электроэнцефалограммы (ЭЭГ) – один из наиболее широко используемых способов распознавания и оценки функциональных состояний человека. Сигнал ЭЭГ используется для этих целей как в научных исследованиях, так и в работе устройств, предназначенных для персонального использования, таких как Muse [1], Emotiv [2] и др. При этом различные научные работы, связанные с распознаванием как состояния концентрации, так и других подобных состояний, имеют не вполне согласующиеся друг с другом результаты (см. раздел 1). В этих работах часто используются различные непересекающиеся наборы метрик сигнала ЭЭГ, а получаемые значения схожих метрик слабо согласуются друг с другом. Это может объясняться как различиями в особенностях рассматриваемых в этих работах функциональных состояний и используемого оборудования для записи ЭЭГ, так и в слабой корреляции используемых метрик с исследуемым состоянием. В связи с этим возникает необходимость оценки оптимальности различных метрик ЭЭГ для использования в целях распознавания состояния концентрации с использованием набора данных, записанного для четко определенного функционального состояния человека, с применением научного оборудования для записи с высокой частотой дискретизации, позволяющего получить достаточно точные значения рассматриваемых метрик.

В статье использовался набор данных ЭЭГ, записанный на 17 взрослых здоровых участниках, имеющих опыт в практике концентрации (среди имевших практику концентрации) не менее года (возраст от 20 до 53 лет, средний возраст – 36 лет; опыт

концентрации – от 1 до 30 лет, средний опыт – 8 лет; 7 мужчин, 10 женщин). Сигнал ЭЭГ записан для 63 отведений (монтаж – 1020, частота дискретизации – 2048 Гц). В рамках каждой записи ЭЭГ имеется 15 минут состояния концентрации и 10 минут состояния свободного блуждания ума.

1. Существующие методы оценки состояния концентрации человека

В данном разделе приведены работы, связанные с распознаванием и оценкой степени концентрации человека или схожих процессов, основывающиеся на анализе сигнала ЭЭГ, записанного с использованием гелевых или сухих электродов на взрослых здоровых участниках. В таблице приведен список рассмотренных работ с указанием количества участников исследования (N), исследуемого состояния, объекта сравнения в исследовании (сравнение разных функциональных состояний у одной группы участников или сравнение одного функционального состояния у разных групп участников), используемых метрик и количества отведений ЭЭГ (Ch). В большей части расмотренных работ распознавание и оценка динамики состояния концентрации осуществлялись исключительно с помощью спектрального анализа: расчета абсолютных значений мощности сигнала ЭЭГ в тех или иных частотных диапазонах или отношений между ними. Принципиально отличаются в этом отношении работы [4, 5], где помимо спектральных метрик ($M_{\delta\beta}$ и M_{sum}, вычисляемых по формулам (1) и (2) соответственно), также используется метрика энтропии сигнала:

$$M_{\delta\beta} = \frac{\delta}{\beta_1}, \tag{1}$$

$$M_{sum} = \alpha + \beta + \delta + \theta + R, \quad R = \frac{\alpha}{\beta}. \tag{2}$$

В рамках рассмотренных в данном обзоре работ среди метрик, применимых для распознавания концентрации и оценки ее степени, преобладают метрики, основанные на спектральном анализе сигнала ЭЭГ. Для оценки степени концентрации используются как абсолютные значения мощности в различных частотных диапазонах (преимущественно θ, α и β), так и их производные значения (их отношения друг к другу). Наиболее применяемым для этих целей является β-диапазон, который сам по себе или в составе различных производных значений используется практически во всех рассмотренных работах. Вторым по используемости частотным диапазоном является θ-диапазон, однако в работах [8, 9] отмечено отсутствие значимой корреляции мощности в этом диапазоне (и некоторых ее производных характеристик) со степенью концентрации. Наиболее распространенной производной спектральной метрикой является $M_{smr\beta\theta}$, которая в некоторых из рассматриваемых работ заявляется как величина, в наибольшей степени связанная непосредственно с процессом концентрации. В целом анализ рассмотренных работ позволяет утверждать о самом факте наличия значимых изменений по тем или иным метрикам в ходе концентрации, а не о конкретной направленности этих изменений. Более того, в рамках различных отведений ЭЭГ-направленность этих изменений для одних и тех же состояний может существенно различаться.

2. Подход

На основе проведенного обзора для дальнейшего рассмотрения были выбраны следующие метрики состояния концентрации на основе сигнала ЭЭГ: (1): усредненная по отведениям мощность сигнала в α-диапазоне; (2) усредненная по отведениям мощность сигнала в нижней части β-диапазона (до 20 Гц); (3) усредненная по отве-

дениям мощность сигнала в θ-диапазоне; (4) усредненная по отведениям мощность сигнала в SMR-диапазоне; (5) усредненная по отведениям энтропия сигнала в диапазоне от 0,3 до 30 Гц.; (6) усредненная по отведениям энтропия сигнала в α-диапазоне; (7) усредненная по отведениям энтропия сигнала в нижней части β-диапазона (до 20 Гц); (8) усредненная по отведениям энтропия сигнала в θ-диапазоне; (9) усредненная по отведениям энтропия сигнала в SMR-диапазоне.

Таблица

Список рассмотренных работ

№	N	Состояние	Объект сравнения	Метрики	Ch
[3]	60	Вычитка текста (различное освещение)	Функциональные состояния	θ/β, Cortisol level*	2
[4]	12	Игра на концентрацию	Функциональные состояния	Entropy (MSFEn): Grey relation	1
[5]	14	Логическая задача / отдых	Функциональные состояния	δ/β_1, $\alpha+\beta+\delta+\theta+R$, Entropy, OCN	63, 1
[6]	30	Когнитивные задачи (различная температура)	Функциональные состояния	$(SMR+Middle\beta)/\theta$, Prefrontal β, PI*	14
[7]	7**	Обучение (различная температура)	Функциональные состояния	Prefrontal $(SMR + Middle\beta)/\theta$	8
[8]	20	Концентрация на экране (различное освещение)	Функциональные состояния	$\delta, \alpha, \beta1, \beta2$ (relative ratio), KSS*, PVT*	6
[9]	32	Концентрация на точке / отдых / участие в видеоигре	Функциональные состояния	$\theta, \alpha, \beta, \theta/\alpha, (SMR + Middle\beta)/\theta, \beta/\theta$	8
[10]	8**	Задача на концентрацию, просмотр видео (различное освещение)	Функциональные состояния	$(SMR+Middle\beta)/\theta$	2
[11]	71	Mindfulness-медитация	Группы участников	$[\alpha, \beta$, YBOCS*, FFMQ*]: LDS	4
[12]	22	Mindfulness-медитация / прослушивание подкаста	Функциональные состояния	θ, α, β, FD-analysis, Coherence-analysis	14
[13]	55	Mindfulness-медитация	Группы участников	Spectral analysis	32
[14]	40	Счет фигур (для опытных медитирующих и контрольной группы)	Группы участников	$(\beta+\gamma)/(\alpha+\theta), (\alpha+\theta-\beta)/(\alpha+\theta)$, FD-analysis, State	32

* – метрики, не связанные с анализом сигнала ЭЭГ;

** – в выборке присутствуют только мужчины.

Среди перечисленных метрик можно выделить две основные группы: спектральные метрики и метрики энтропии. В качестве диапазонов спектральных метрик были выбраны те из них, которые были использованы в наибольшем количестве рассмотренных работ, в рамках которых наблюдались наиболее согласованные результаты. С целью предотвращения возможной потери информации из-за краевых эффектов в данной работе были намеренно выбраны для рассмотрения частично перекрывающие друг друга диапазоны, а именно: (1) θ-диапазон: от 4 до 8 Гц; (2) α-диапазон: от 8 до 13 Гц; (3) SMR-диапазон: от 12 до 15 Гц; (4) β-диапазон (нижняя часть): от 13 до 20 Гц.

Для расчета спектральной плотности мощности, на основе которой путем интегрирования в определенных пределах вычисляется мощность в соответствующих частотных диапазонах, был использован метод Уэлча. Метод Уэлча [15] (см. формулу (3)) является одним из наиболее популярных способов вычисления периодограммы исходной функции, являющейся оценкой спектральной плотности мощности и определяемой как

$$S_T(\omega) = E\left[\frac{|X_T(i\omega)|^2}{T_r}\right], \tag{3}$$

где $S_T(\omega)$ – оценка спектральной плотности мощности, $X_T(i\omega)$ – амплитуда преобразования Фурье функции $x(t)$ на конечном временном интервале T_r. С целью уменьшения смещения оценки для отдельных частей к каждой из них применяется оконная функция, ослабляющая влияние боковых лепестков. В рамках используемого метода применяется окно Тьюки, определяемое формулой:

$$\begin{cases} \omega(n) = \frac{1}{2}(1 - \cos\frac{2\pi n}{\alpha N}), & 0 \le n < \frac{\alpha N}{2}; \\ \omega(n) = 1, & \frac{\alpha N}{2} \le n \le \frac{N}{2}; \\ \omega(N-n) = \omega(n), & 0 \le n \le \frac{N}{2}. \end{cases} \tag{4}$$

Мощность сигнала в различных частотных диапазонах является хорошо интерпретируемой величиной, поскольку этим диапазонам соответствуют в значительной степени изученные и определенные процессы мозга человека [16]. По этой причине, хотя в рассмотренных работах показатель энтропии рассчитывался на всем анализируемом диапазоне, представляется перспективной попытка вычисления этого показателя для тех же диапазонов, для которых был рассчитан показатель мощности. Вместе с тем помимо показателей энтропии в этих диапазонах в этой работе был также рассчитан и общий показатель энтропии на всем рассматриваемом диапазоне от 0,3 до 30 Гц. Был использован фильтр с конечной импульсной характеристикой, преобразующий исходный сигнал по формуле:

$$y(n) = \sum_{i=0}^{P} b_i x(n-i), \tag{5}$$

где b_i – коэффициенты фильтра порядка P, преобразующего входной сигнал $x(n)$ в выходной сигнал $y(n)$. Перед вычислением всех метрик (как спектральных, так и метрик энтропии) была осуществлена фильтрация исходного сигнала ЭЭГ в диапазоне от 0,3 до 30 Гц, после чего перед расчетом метрик энтропии была предварительно произведена фильтрация в соответствующих частотных диапазонах. На рис. 1 показан метод вычисления энтропии на отфильтрованном сигнале. Прямоугольниками на рис. обозначены последовательно идущие значения сигнала на отдельном отведении в общем количестве N. На i-м шаге метода берется базовый вектор длиной m и вычисляется его расстояние до всех остальных векторов длиной m, в том числе частично перекрывающих базовый вектор и друг друга.

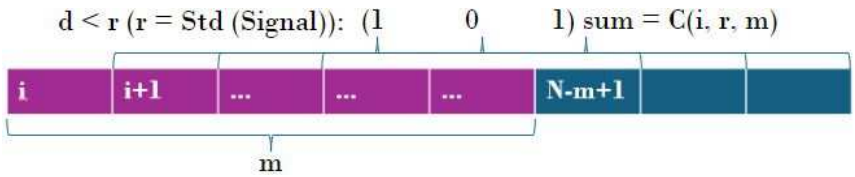

Рис. 1. Вычисление показателя энтропии

Векторы x_j, расстояние до которых меньше величины r, принимаются как схожие с базовым вектором x_i. Величина $C(i, r, m)$ равна общему количеству таких векторов

(см. формулу (6)). В данной работе параметр m принимается равным 5 (в соответствии с рекомендациями в работе [17]), а параметр r, с которым осуществляется сравнение расстояний, взятых по Чебышеву, принимается равным среднеквадратичному отклонению сигнала отведения. Вычисление оценки показателя энтропии (AppEn) выполнено по формулам:

$$C(i,r,m) = \sum_{j=1}^{N-m+1} d(i,j), \quad d(i,j) = \begin{cases} 1 & \max|x_i - x_j| \le r, \\ 0 & \max|x_i - x_j| > r, \end{cases} \tag{6}$$

$$A(m,r) = \frac{\sum_{i=1}^{N-m+1} \log C(i,r,m)}{N-m+1}, \tag{7}$$

$$AppEn(m,r) = A(m,r) - A(m+1,r). \tag{8}$$

Можно видеть, что общая идея этой оценки энтропии сигнала заключается в том, что при добавлении дополнительного значения к векторам степень их схожести на простом, предсказуемом сигнале существенно не поменяется (в соответствии с формулой (9)), и приведенная в формуле (10) разность будет поменьше, чем аналогичный показатель для более сложного и случайного сигнала. При этом, следует учитывать, что полученная таким образом оценка энтропии в некоторой степени смещена, поскольку при вычислении значения $C(i,r,m)$ базовый вектор считается схожим с самим собой, что вызвано возможной необходимостью взятия логарифма от 0 в формуле (10) в противном случае. Усовершенствованной в этом отношении оценкой является показатель SampEn, вычисляемый следующим образом. В формуле (11) при расчете $C(i,r,m)$ схожесть вектора с самим собой не учитывается.

$$A(m,r) = \sum_{i=1}^{N-m+1} C(i,r,m), \tag{9}$$

$$SampEn(m,r) = -\log\left(\frac{A(m,r)}{A(m+1,r)}\right), \tag{10}$$

$$C(i,r,m) = \sum_{j=1, j\neq i}^{N-m+1} d(i,j), \quad d(i,j) = \begin{cases} 1 & \max|x_i - x_j| \le r, \\ 0 & \max|x_i - x_j| > r. \end{cases} \tag{11}$$

Для вычислимости формулы (10) достаточно наличия в сигнале отведения хотя бы одной пары схожих векторов (см. формулы (9) и (11)). По этой причине в данной работе в качестве значений энтропии берется ее оценка SampEn. Для оценки возможности применения рассмотренных метрик в целях распознавания состояния концентрации был использован коэффициент точечной бисериальной корреляции (PBCC) [18]. Для дальнейшего анализа были использованы два показателя для каждой метрики: непосредственно PBCC, выражаемый формулой (12), а также его адаптация для оценки различий между классами по межквартальному расстоянию, обозначаемая как PBCCIQR, выражаемая формулой (13):

$$PBCC = \frac{M_1 - M_0}{s_{n-1}} \sqrt{\frac{n_1 n_0}{n(n-1)}}, \tag{12}$$

$$PBCCIQR = \frac{IQR_1 - IQR_0}{s_{n-1}} \sqrt{\frac{n_1 n_0}{n(n-1)}}, \tag{13}$$

где M_1 и M_0 – среднее для значений двух классов, IQR_1 и IQR_0 – значения межквартального расстояния для значений двух классов, n_1 и n_0 – их количество в выборке, n – общий объем выборки, s_{n-1} – несмещенная оценка среднеквадратического отклонения для всей выборки.

3. Результаты

На рис. 2 приведена матрица значений коэффициента корреляции для каждой рассматриваемой метрики, расчитанных для состояния свободного блуждания ума и второй и третьей четвертей состояния концентрации. Строки матрицы отсортированы по участникам (индекс строки равен номеру участника). В столбцах exp, points и max_cor указаны опыт участника, средняя субъективная оценка качества концентрации и максимальный по модулю показатель коэффициента корреляции среди всех метрик для записи соответственно. Значение 0 и -1 в столбце points указано для участников, которые не смогли оценить качество концентрации или не выполнили инструкцию. В остальных столбцах указаны значения вышеуказанных метрик. Так, например, подпись столбца b20_ent_iqr означает показатель PBCCIQR, рассчитанный для метрики энтропии в β-диапазоне до 20 Гц, а подпись smr_pow – показатель PBCC для метрики мощности в SMR-диапазоне.

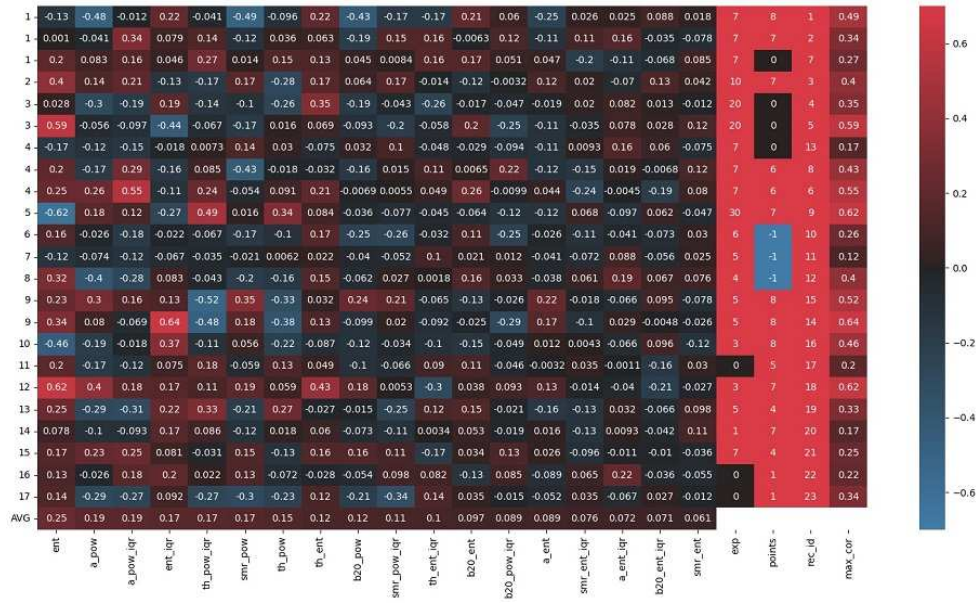

Рис. 2. Матрица корреляций

Из рис. 2 можно видеть, что среди рассмотренных метрик не существует демонстрирующих достоверные и однонаправленные изменения между состояниями. Метрика энтропии демонстрирует наиболее достоверные изменения между состояниями и имеет наибольшие по модулю значения, равные 0,62 для участника 12 и – 0,62 для участника 5, т. е. относительные изменения по этой метрике для состояния концентрации по отношению к фоновому состоянию прямо противоположны для этих участников. Вместе с тем на примере записей участника 3 можно видеть, что эта же метрика демонстрирует одни из наиболее значительных среди всех записей изменений для второй его записи, и вместе с тем практически не изменяется в рамках его первой записи. Вместе с тем для его первой записи можно видеть значимые изменения энтропии в θ-диапазоне, которые практически отсутствуют во второй записи. Это

можно объяснить наличием высокоамплитудных постоянных волн вне θ-диапазона в первой записи, которые не связаны с состоянием концентрации. По-видимому, из-за подобных случайных процессов, протекающих в мозге параллельно состоянию концентрации и оказывающих значительно большее по амплитуде влияние на сигнал, даже в рамках записей одного участника не удается найти универсальной метрики, показывающей достоверные однонаправленные изменения. Вместе с тем для большинства записей можно видеть достоверные различия между состояниями хотя бы по одной из рассмотренных метрик. При этом для некоторых из этих записей большие различия проявляются не по среднему значению метрик, а по их межквартильному расстоянию (в первую очередь, это касается метрик энтропии, а также мощности в α- и θ-диапазонах). Различия по средним значениям видны в первую очередь для метрик мощности в различных частотных диапазонах, а также для метрики энтропии. При этом метрики энтропии в отдельных частотных диапазонах по большей части не показывают значимых изменений (за некоторым исключением метрики энтропии в θ-диапазоне). Если исключить из рассмотрения записи, в рамках которых участники некорректно выполнили данные им инструкции, не имели опыта концентрации или низко оценили качество концентрации (менее 6 баллов или отсутствие оценки), можно видеть, что практически для всех остальных записей наблюдаются значимые различия между состояниями хотя бы по одной из метрик. Наименьшие различия наблюдаются для записи участника 14 и для второй записи участника 1. Однако участник 14 имеет наименьший среди всех прочих опыт практик концентрации (1 год), а участник 1 хотя и имеет схожие субъективные оценки второй и третьей четвертей состояния концентрации для первой и второй записей, в целом оценил концентрацию в ходе второй записи существенно хуже первой (6, 8, 6, 5 против 7, 8, 8, 7 соответственно). Для всех остальных записей минимальное по модулю различие по коэффициентам метрик (max_cor) не меньше 0,4, причем этот показатель в среднем выше для наиболее опытных участников. Например, участник 3 имееет около 20 лет опыта, и можно видеть высокие значения данного показателя. Остальные участники, которые не смогли дать оценку степени концентрации в рамках одной из своих записей по причине ее низкого качества, имеют меньшие различия между состояниями. Участники, не имеющие опыта в практиках концентрации, демонстрируют одни из наименьших различий между состояниями.

Заключение

В работе был рассмотрен вопрос использования метрик энтропии и мощности сигнала ЭЭГ для оценки различий между функциональными состояниями человека. Применимость этих метрик была оценена на 23 записях состояния концентрации и фонового состояния свободного блуждания ума для 17 участников. Был использован коэффициент точечной бисериальный корреляции этих метрик и соответствующих состояний, а также аналогичный показатель, основанный на разности межквартильных расстояний их значений, и показано, что наиболее многообещающими для целей распознавания состояния концентрации являются метрики мощности в α-, θ- и SMR-диапазонах, а также метрика энтропии сигнала в диапазоне от 0,3 до 30 Гц, причем различия с фоновым состоянием могут проявляться как по среднему их значению, так и по межквартильному расстоянию. Вместе с тем ни одна из этих метрик не показывает универсального характера изменений для состояния концентрации, однако значимые изменения демонстрирует как минимум одна из них.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 25-21-00398, https://rscf.ru/project/25-21-00398.

Литература

1. Dawoon Jung. EEG-Based Identification of Emotional Neural State Evoked by Virtual Environment Interaction / Dawoon Jung, Junggu Choi, Jeongjae Kim, Seoyoung Cho, Sanghoon Han // International Journal of Environmental Research and Public Health. – 2022. – V. 19, № 4. – Article ID: 2158.
2. Jing Shi. A Review of Applications of Electroencephalogram in Thermal Environment: Comfort, Performance and Sleep Quality / Jing Shi, Nan Zhang, Chao Liu, Jiaxin Li, Yinan Sun, Weijun Gao // Journal of Building Engineering. – 2024. – V. 84, № 2. – Article ID: 108646.
3. Min-Chih Hsieh. Use of EEG Signals, Cortisol Secretion, and Task Performance to Evaluate the Effects of Different Lighting Environments on Concentration Level in a Sustained Attention Task / Min-Chih Hsieh, Yun-Qin Zhang, Rui Dong, Yu-Chi Lee, Chen-yu Ni // International Journal of Industrial Ergonomics. – 2022. – V. 92. – Article ID: 103371.
4. Youcheng Wang. Evaluation on Game Concentration with Multi-Scale Fuzzy Entropy Based on EEG Signals / Youcheng Wang, Qiuhao Huang, Zun Xie, Meng Wang, Wei Bao // Entertainment Computing. – 2023. – V. 46.
5. Zhenhu Liang. Comparative Study of Attention-Related Features on Attention Monitoring Systems with a Single EEG Channel / Zhenhu Liang, Xinrui Wang, Jing Zhao, Xiaoli Li // Journal of Neuroscience Methods. – 2022. – V. 382.
6. Yanxue Li. Exploring the Effects of Indoor Temperature on College Students' Physiological Responses, Cognitive Performance and a Concentration Index Derived from EEG Signals / Yanxue Li, Shanshan Li, Weijun Gao, Wenya Xu, Yang Xu, Jian Wang // Developments in the Built Environment. – 2022. – V. 12. – Article ID: 100095. – 13 p.
7. Choi, Yoorim Effect of Temperature on Attention Ability Based on Electroencephalogram Measurements / Yoorim Choi, Minjung Kim, Chungyoon Chun // Building and Environment. – 2019. – V. 147. – P. 299–304.
8. Xue Luo. Temporal Dynamics of Subjective and Objective Alertness During Exposure to Bright Light in the Afternoon for 5 h / Xue Luo, Taotao Ru, Qingwei Chen, Fan-Chi Hsiao, Ching-Sui Hung, Chien-Ming Yang, Guofu Zhou // Frontiers in Physiology. – 2021. – V. 12. – Article ID: 771605. – 12 p.
9. Seokbeen Lim Comparison Between Concentration and Immersion Based on EEG Analysis / Seokbeen Lim, Mina Yeo, Gilwon Yoon // Sensors. – 2019. – V. 19, № 7. – Article ID: 1669. – 13 p.
10. Rui Zhang. Effect of Indoors Artificial Lighting Conditions on Computer-Based Learning Performance / Rui Zhang, Yalong Yang, Qiansheng Fang, Yufu Liu, Xulai Zhu, Mingyue Wang, Liangliang Su // International Journal of Environmental Research and Public Health. – 2020. – V. 17, № 7. – Article ID: 2537. – 12 p.
11. Hawley, L.L. Technology Supported Mindfulness for Obsessive Compulsive Disorder: Self-Reported Mindfulness and EEG Correlates of Mind Wandering / L.L. Hawley, N.A. Rector, A. DaSilva, J.M. Laposa, M.A. Richter // Journal of Anxiety Disorders. – 2021. – V. 81. – Article ID: 102405. – 12 p.
12. Hiep Do. Intermediate Effects of Mindfulness Practice on the Brain Activity of College Students: An EEG Study / Hiep Do, Huy Hoang, Nghia Nguyen, et al. // IBRO Neuroscience Reports. – 2023. – V. 14. – P. 308–319.
13. Klee, D. The Effects of an Internet-Based Mindfulness Meditation Intervention on Electrophysiological Markers of Attention / D. Klee, D.D. Colgan, D. Hanes, B. Oken // International Journal of Psychophysiology. – 2020. – V. 158. – P. 103–113.
14. Gupta, S.S. Mindfulness Intervention for Improving Cognitive Abilities Using EEG Signal / S.S. Gupta, R.R. Manthalkar, S.S. Gajre // Biomedical Signal Processing and Control. – 2021. – V. 70, № 2. – Article ID: 103072. – 12 p.

15. Oppenheim, A.V. Discrete-Time Signal Processing / A.V. Oppenheim, R.W. Schafer, J.R. Buck. – London: Prentice Hall, 1999.

16. Tong, S. Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications / S. Tong, N.V. Thakor. – Norwood: Artech House, 2009.

17. Yang Bai. A Permutation Lempel-Ziv Complexity Measure for EEG Analysis / Yang Bai, Zhenhu Liang, Xiaoli Li // Biomedical Signal Processing and Control. – 2015. – V. 19. – P. 102–114.

18. Glass, G.V. Statistical Methods in Education and Psychology / G.V. Glass, K.D. Hopkins. – Boston: Allyn and Bacon, 1995.

Эдуард Викторович Глеклер, младший научный сотрудник, лаборатория интегрированных систем автоматизации, Санкт-Петербургский Федеральный исследовательский центр РАН (г. Санкт-Петербург, Российская Федерация), eduard.glekler@yandex.ru.

Алексей Михайлович Кашевник, кандидат технических наук, старший научный сотрудник, лаборатория интегрированных систем автоматизации, Санкт-Петербургский Федеральный исследовательский центр РАН (г. Санкт-Петербург, Российская Федерация), alexey@iias.spb.su.

Поступила в редакцию 8 октября 2024 г.

MSC 92C55 **DOI: 10.14529/mmp250305**

OPTIMAL METRICS INVESTIGATION FOR HUMAN FUNCTIONAL STATES DIFFERENCES ASSESSMENT BASED ON EEG SIGNAL ANALYSIS

***E.V. Glekler*[1], *A.M. Kashevnik*[1]**
[1]St. Petersburg Federal Research Center of the Russian Academy of Sciences,
St. Petersburg, Russian Federation
E-mail: edyard.glekler@yandex.ru, alexey@iias.spb.su

The paper presents an evaluation of the various EEG signal metrics optimality for distinguishing between a person's EEG signal in a state of concentration and in a state of mind-wandering. The metrics are selected based on an analysis of existing research on recognizing and assessing various states similar to concentration. Practical methods for computing the selected metrics of power and entropy in different frequency bands are provided. The study uses a unique dataset containing EEG recordings for functional states of concentration at a point on the center of the forehead and a background state of mind-wandering, including recordings from 17 participants. The metrics optimality is assessed based on the point-biserial correlation coefficient of metric values with functional states, as well as a similar measure based on the difference in interquartile ranges of metric values. The most optimal metrics are power metrics in the α, θ, and SMR bands, as well as the signal entropy metric in the range of 0,3 to 30 Hz. These metrics show significant but divergent changes between functional states for almost all participants in the sample.

Keywords: EEG metrics; concentration; spectral analysis; entropy; functional states.

References

1. Jung Dawoon, Choi Junggu, Kim Jeongjae, Cho Seoyoung, Han Sanghoon. EEG-Based Identification of Emotional Neural State Evoked by Virtual Environment Interaction. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2022, vol. 19, no. 4, article ID: 2158. DOI: 10.3390/ijerph19042158
2. Shi Jing, Zhang Nan, Liu Chao, Li Jiaxin, Sun Yinan, Gao Weijun. A Review of Applications of Electroencephalogram in Thermal Environment: Comfort, Performance, and Sleep Quality. *Journal of Building Engineering*, 2024, vol. 84, no. 2, article ID: 108646. DOI: 10.1016/j.jobe.2024.108646
3. Hsieh Min-Chih, Zhang Yun-Qin, Dong Rui, Lee Yu-Chi, Ni Chen-yu. Use of EEG Signals, Cortisol Secretion, and Task Performance to Evaluate the Effects of Different Lighting Environments on Concentration Level in a Sustained Attention Task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2022, vol. 92, article ID: 103371. DOI: 10.1016/j.ergon.2022.103371
4. Wang Youcheng, Huang Qiuhao, Xie Zun, Wang Meng, Bao Wei. Evaluation on Game Concentration with Multi-Scale Fuzzy Entropy Based on EEG Signals. *Entertainment Computing*, 2023, vol. 46. DOI: 10.2139/ssrn.4070382
5. Liang Zhenhu, Wang Xinrui, Zhao Jing, Li Xiaoli Comparative Study of Attention-Related Features on Attention Monitoring Systems with a Single EEG Channel. *Journal of Neuroscience Methods*, 2022, vol. 382. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2022.109711
6. Li Yanxue, Li Shanshan, Gao Weijun, Xu Wenya, Xu Yang, Wang Jian. Exploring the Effects of Indoor Temperature on College Students' Physiological Responses, Cognitive Performance and a Concentration Index Derived from EEG Signals. *Developments in the Built Environment*, 2022, vol. 12, article ID: 100095, 13 p. DOI: 10.1016/j.dibe.2022.100095
7. Choi Yoorim, Kim Minjung, Chun Chungyoon. Effect of Temperature on Attention Ability Based on Electroencephalogram Measurements. *Building and Environment*, 2019, vol. 147, pp. 299–304. DOI: 10.1016/j.buildenv.2018.10.020
8. Luo Xue, Ru Taotao, Chen Qingwei, Hsiao Fan-Chi, Hung Ching-Sui, Yang Chien-Ming, Zhou Guofu. Temporal Dynamics of Subjective and Objective Alertness During Exposure to Bright Light in the Afternoon for 5 h. *Frontiers in Physiology*, 2021, vol. 12, article ID: 771605, 12 p. DOI: 10.3389/fphys.2021.771605
9. Lim Seokbeen, Yeo Mina, Yoon Gilwon. Comparison Between Concentration and Immersion Based on EEG Analysis. *Sensors*, 2019, vol. 19, no. 7, article ID: 1669, 13 p. DOI: 10.3390/s19071669
10. Zhang Rui, Yang Yalong, Fang Qiansheng, Liu Yufu, Zhu Xulai, Wang Mingyue, Su Liangliang. Effect of Indoors Artificial Lighting Conditions on Computer-Based Learning Performance. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2020, vol. 17, no. 7, article ID: 2537, 12 p. DOI: 10.3390/ijerph17072537
11. Hawley L.L., Rector N.A., DaSilva A., Laposa J.M., Richter M.A. Technology Supported Mindfulness for Obsessive Compulsive Disorder: Self-Reported Mindfulness and EEG Correlates of Mind Wandering. *Journal of Anxiety Disorders*, 2021, vol. 81, article ID: 102405, 12 p. DOI: 10.1016/j.janxdis.2021.102405
12. Do Hiep, Hoang Huy, Nguyen Nghia, et al. Intermediate Effects of Mindfulness Practice on the Brain Activity of College Students: An EEG Study. *IBRO Neuroscience Reports*, 2023, vol. 14, pp. 308–319. DOI: 10.1016/j.ibneur.2023.03.003
13. Klee D., Colgan D.D., Hanes D., Oken B. The Effects of an Internet-Based Mindfulness Meditation Intervention on Electrophysiological Markers of Attention. *International Journal of Psychophysiology*, 2020, vol. 158, pp. 103–113. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2020.10.002
14. Gupta S.S. Mindfulness Intervention for Improving Cognitive Abilities Using EEG Signal. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2021, vol. 70, no. 2, article ID: 103072, 12 p. DOI: 10.1016/j.bspc.2021.103072

15. Oppenheim A.V., Schafer R.W., Buck J.R. *Discrete-Time Signal Processing*. London, Prentice Hall, 1999.

16. Tong S., Thakor N.V. *Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications*. Norwood, Artech House, 2009.

17. Bai Yang, Liang Zhenhu, Li Xiaoli. A Permutation Lempel-Ziv Complexity Measure for EEG Analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2015, vol. 19, pp. 102–114. DOI: 10.1016/j.bspc.2015.04.002

18. Glass G.V., Hopkins K.D. *Statistical Methods in Education and Psychology*. Boston, Allyn and Bacon, 1995.

Received October 8, 2024