

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДИНАМИКИ ЧАСТОТНЫХ ПАТТЕРНОВ ДЛЯ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ УТОМЛЕНИЯ В ЗАДАЧАХ УПРАВЛЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ НЕЙРОКОМПЬЮТЕРНОГО ИНТЕРФЕЙСА¹

Туровский Я.А.

*Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН, Москва, Россия
Воронежский государственный университет, Воронеж, Россия*

yaroslav_turovsk@mail.ru

Борзунов С.В., Вахтин А.А.

Воронежский государственный университет, Воронеж, Россия

sborzunov@gmail.com, alvahtin@gmail.com

Аннотация. Исследована динамика электроэнцефалографической активности в условиях фотостимуляции. На основе метода ковариационных спектров, позволяющего повысить разрешение по частоте, продемонстрированы особенности формирования спектров электроэнцефалограмм (ЭЭГ) как на частотах фотостимуляции, так и в окрестностях указанных частот. Установлены закономерности формирования спектральных паттернов.

Ключевые слова: ЭЭГ, преобразование Фурье, ковариация, вызванные потенциалы, фотостимуляция.

Введение

Возможности интерфейсов человек-компьютер, включая такие интерфейсы как мозг-компьютер (ИМК, иной термин: нейрокомпьютерные интерфейсы (НКИ)) [1-3], миографические [4-5], окулографические [6-7], позволяют существенно расширить подходы к управлению эргатическими системами, т.е. системами, содержащими в контуре управления человека [8]. В тоже время, если задачи, связанные с «классическими» интерфейсами управления (таким как, например, клавиатура, джойстик, мышь и т.п.), традиционно лежат в области эргономики и инженерной психологии, то для, например, качественного функционирования ИМК существенно большую роль играют подходы, связанные с анализом динамики поведения сложных систем, и, в конечном итоге, динамики генерируемых ими сигналов. При этом возникает принципиальный вопрос относительно динамики паттернов, служащих командами для ИМК. Действительно, значительная часть методологических подходов и базирующихся на них алгоритмов подразумевает, что паттерны мозговой активности либо практически не меняются, либо меняются в достаточно узких пределах, обеспечивающих их идентификацию одними и теми же алгоритмами с одними и теми же настройками, сохраняемыми в течение всего сеанса работы [9-12]. В случае синхронных интерфейсов мозг-компьютер, использующих вызванные потенциалы, это будет означать, что либо исследуемые потенциалы устойчивые зрительные вызванные потенциалы (УЗВП (SSVEP)) или потенциал P300 практически не изменяются, либо изменения их частотно-временных свойств незначительны [13-14].

В то же время широко известны эффекты утомления, связанные с длительной работой оператора. Подобные эффекты охватывают широкий спектр психофизиологических реакций, ЭЭГ-феноменов, вариабельность сердечного ритма, окуломоторную активность и т.д. Очевидно, что подобные эффекты в целом будут иметь негативное влияние на работу устройств, управляемых непосредственно оператором [15]. При этом можно выделить две причины, по которым это будет происходить. С одной стороны, это психофизиологические механизмы утомления оператора, вызывающие снижение скорости реакции, снижение внимания, увеличения риска ошибок, с другой – изменение паттернов биомедицинских сигналов, например ЭЭГ в случае ИМК-НКИ или электромиограмма (ЭМГ) в случае миоэлектрических протезов, с помощью которых оператор генерирует управляющие команды, что приводит к ошибкам их распознавания программно-аппаратной частью интерфейсов человек-компьютер. Таким образом, актуальным представляется в рамках оценки ЭЭГ-феноменов оценить динамику электрической активности мозга в условиях, имитирующих работу одного из самых распространённых и самого быстрого [11, 12, 8] в настоящее время ИМК-НКИ основанного на устойчивых зрительных вызванных потенциалах (УЗВП).

¹ Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 23-19-00664, <https://rscf.ru/project/23-19-00664/>

Целью работы была оценка динамики спектров УЗВП при постоянной фотостимуляции.

1. Материалы и методы

В исследовании приняли участие 30 человек обоего пола (12 девушек и 18 юношей) в возрасте от 18 до 22 лет. Все процедуры, выполненные в исследованиях с участием людей, соответствуют этическим стандартам национального комитета по исследовательской этике и Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующим изменениям или сопоставимым нормам этики. От каждого из включенных в исследование участников было получено информированное добровольное согласие (протокол 42-02 от 8.6.2020 этического комитета по биомедицинским исследованиям). Все испытуемые имели нормальное или скорректированное до нормального зрение. В ходе эксперимента испытуемый располагался в кресле, заняв удобную для себя позу перед фотостимулятором из 4-х диодов белого цвета (мощностью 0,5 Вт каждый) на расстоянии от 0,5 до 0,75 м. Регистрация проводилась во второй половине дня, начиная с 14-00. Регистрация электроэнцефалограммы (ЭЭГ) осуществлялась прибором «Нейрон-Спектр-4 ВП» производства ООО «Нейрософт» с включенным режекторным фильтром и выключенными фильтрами высоких и низких частот на частоте дискретизации 5кГц. Регистрация ЭЭГ активности осуществлялась электродами в позициях О1, О2, Оз, Р3, Р4, Рz, индифферентным электродом служил объединённый ушной электрод. Фотостимуляция (ФС) осуществлялась на одной частоте всеми диодами без сдвига по фазе. Частоты фотостимуляции составляли 8 и 14 Гц для получения УЗВП. Из 15 секундной эпохи ФС выбирался отрезок длительностью в одну секунду, начиная со 2-й секунды и начиная с 13-секунды. Таким образом, планировалось определить динамику спектральных показателей ЭЭГ при относительно длительной ФС.

В качестве метода спектральной обработки применялось преобразование Фурье (ПФ). На основе Фурье образа рассчитывалась спектральная плотность мощности, разрешение которой с учётом эпохи анализа, составлявшую одну секунду, было порядка 1 Гц. Очевидно, что такое разрешение в целом недостаточно, для выявления «тонкой» структуры спектра ЭЭГ. Увеличение эпохи анализа, как путь повышения разрешения по частоте, приводит к уменьшению разрешения по времени, что, безусловно, сказывается на точности проводимых измерений. Для улучшения разрешения по частоте был предложен метод ковариационных спектров [16]. Очевидно, что преобразование Фурье при условии центрирования сигнала и его нормировка на средноквадратичное отклонение имеет формулу тождественную с корреляционным анализом. Данный подход не применяется в ковариационном анализе, который, таким образом, после указанных преобразований становится полным аналогом преобразования Фурье, при условии, что одной из функций является гармонический сигнал, имеющий нулевое среднее. В случае использования гармонических сигналов разной частоты они должны иметь одинаковую норму. Таким образом, возможна генерация гармонических сигналов в заданном частотном диапазоне, с разрешением по частоте, превосходящим таковое для классического преобразования Фурье.

2. Результаты и обсуждение

В таблице 1 представлены результаты спектральной плотности мощности (СПМ), рассчитанные на основе преобразования Фурье при фотостимуляции в 8 и 14 Гц. С учётом высокой асимметрии распределения значений СПМ показаны медиана и верхний с нижними квартилями. В целом можно отметить, что по мере продолжения ФС наблюдается увеличение СПМ в высокочастотных диапазонах, захватывающих нижнюю границу β -ритма. Выделение методом К-средних двух кластеров показало, что даже без когерентного накопления именно на частотах фотостимуляции наблюдается разделение исходных сигналов на две подгруппы с высокими и низкими показателями СПМ (СПМ_{max} – максимальное значение СПМ в данном отведении при данной частоте ФС). При этом разделение лучше выражено для высокочастотной ФС. Однако, частично подобные различия наблюдались и в окрестностях частотного диапазона ФС, что позволяет предположить наличие в данных областях представляющих интерес феноменов частотной перестройки сигнала. Для фотостимуляции 8 Гц можно предположить, что появление различий в теменных отведениях на 13-14 секунде отражает именно процесс утомления соответствующих микросистем нейронов, выражающийся в снижении их активности у части испытуемых, в то время как при начале стимуляции данная активность находится у этих групп на близком уровне. Для ФС 14 Гц наблюдается иная картина, заключающаяся в динамике, затрагивающей высокочастотные компоненты сигнала, чья амплитуда повышается на больших длительностях фотостимуляции. При этом сами значения СПМ на частоте, соответствующей ФС, снижаются.

Таблица 1. Значения СПМ (условные единицы) в частотных диапазонах фотостимуляции, по результатам ПФ (Q25, Me, Q75); *103мкВ2 ; * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$ – различия между кластерами, ● $p < 0.05$, ●● $p < 0.01$, ●●● $p < 0.001$ – различия между значения СПМ в одном отведении на 2-3 и 13-14 секундах фотостимуляции

	Частота ФС 8 Гц					Частота ФС 14 Гц				
	6 Гц	7 Гц	8 Гц	9 Гц	10 Гц	12 Гц	13 Гц	14 Гц	15 Гц	16 Гц
O1 2-3 сек ФС	10655 29041 82842	8234 15137 52700	17383 38877 121102*	5951 17175 36295	5128 20215 53220**	4822 21814 47975	7456 14647 91506	7937 22353 60227	3503 11660 25565	12256 25953 53444
O1 13-14 сек ФС	5921 22160 51708	6182 20663 37426	19360 76892 129351	8864 24447 55921*	6308 13645 37555	4707 13555 26553	6239 12870 30816	4503 13536 34967●	3773 10613 30986	12916 31251 45010●●
O2 2-3 сек ФС	8409 20202 99694	5895 13861 70693	25215 40881 110952	3854 10611 45889	4572 24341 40404	6389 21318 38685	3338 16047 45659	4942 17057 32259***	3533 8527 22752	9120 27877 63099
O2 13-14 сек ФС	8331 22344 68456	7669 23024 59851	16014 37836 142846	11716 24695 48962	6189 24479 65913	5089 9694 36642	9875 15707 26846	5541 8875 20922***●●	2044 9678 29106	16165 35822 61663●●
Oz 2-3 сек ФС	8231 24200 67450	9369 16450 48408	13851 33063 113717	3180 10489 32849	6574 22976 48346	8083 15820 31736	2693 12811 37506	2719 21007 48351	3437 11589 19572	12517 29596 78059
Oz 13-14 сек ФС	8041 23574 71816	4681 23936 59447	15118 49823 114396	9004 25523 46655●	6828 20741 42609	3756 7298 23359	5852 13840 27213	6172 11962 27986*●●	3496 10665 30384	18793 39337 63375●●
P3 2-3 сек ФС	10301 30450 102007	12657 23362 95532	17619 56849 157050*	7321 20859 83473	7425 22697 61237	5196 24255 43448	8391 16197 61043	5484 20398 46074	5158 13183 29979	8995 23138 55168
P3 13-14 сек ФС	4272 26852 68378	12311 20099 44702	14607 49348 182842***	9286 20195 33379	6196 17173 79735	3607 12284 35161	8923 20955 44908	5437 14357 36680***●	2112 10028 26459	8312 27764 52691●●
P4 2-3 сек ФС	9428 19025 62925	11863 17339 42154	20847 55588 139246	4323 19236 42978	7403 20104 51879	9695 25035 48276	7267 15986 35380	9244 21129 41250	7134 13541 34081	9917 20628 62157
P4 13-14 сек ФС	6468 31851 83484	7978 21265 39508	18973 54668 158568***	10003 23411 51883●●	10348 23057 123493***	6168 15897 33525	5062 19327 31410	6193 12988 32346	3349 12783 19330	12455 30972 58815●●
Pz 2-3 сек ФС	5657 26965 94531	12163 23554 65304	26047 42368 152568	6040 15896 34133	6919 15619 48023	7009 25583 45769	7654 15154 38494	5997 21980 42734●	6977 15646 30234	14066 20644 80323
Pz 13-14 сек ФС	8289 22476 71221	10107 27610 54610	10777 73438 148008	9903 29968 46450●●●	6976 19605 77836	3923 12680 38344	9053 20507 35391	4276 11165 36331●●	3608 9868 29237	9657 35731 77758●●

Рассмотрим спектральные характеристики с лучшим разрешением, которое обеспечивается изложенным выше методом ковариационных спектров.

Для затылочных отведений обращает на себя внимание, динамика появления различий между средними двух кластеров, сформированных ковариационными спектрами. Если на 2-3 секунду фотостимуляции группа была достаточно однородной, поскольку различий между кластерами в двух из трёх исследуемых отведениях выявлено не было, то на 13-14 секунде стали заметны чёткие различия. Они выразились в том, что меньшая группа (13 испытуемых, кластер 1, серые маркеры), продемонстрировала сохранение частотного пика на частоте 8-8.1 Гц, в то время как группа из 17 испытуемых (черные маркеры) показала дрейф частотного пика область более низких частот по сравнению с частотой фотостимуляции. При этом уже на первых секундах фотостимуляции видно, что «навязывание» частоты не произошло – частотный пик изначально находится достаточно далеко от частоты, на которой работают фотодиоды, а сама амплитуда пика уступает таковой на частоте ФС для кластера 1. В дальнейшем исчезновение пика в частотной области фотостимуляции мы можем рассматривать как утомление, т.е. снижение работоспособности [17-18]. Увеличение числа кластеров до трёх и более не выявляло новые особенности в ковариационных спектрах. Действительно, на

определенном этапе работы с ИМК-НКИ пользователь перестаёт генерировать сигнал, содержащий нужную частоту достаточной амплитуды, что делает работу с устройством, управляемым по этому каналу, затруднительной. Учитывая общую динамику ковариационных спектров в данном кластере, можно предположить, что изначально нейронные ансамбли оказываются слабо подготовленными к усвоению указанной частоты. Механизм этого может быть связан как с изначально низким уровнем активности микросистем нейронов испытуемого в соответствующей области, так и с его генетическими особенностями [17]. Таким образом, данная группа продемонстрировала существенные сложности в освоении ИМК-НКИ на основе УЗВП, один из фотостимуляторов которого работает на данной частоте.

Иную картину продемонстрировали теменные отведения. Уже на начальном этапе ФС наблюдается две, практически не зависящие от отведения области различий средних значений СПМ. Одна затрагивала частоту фотостимуляции, другая находилась в области более низких частот – 6-7 Гц. При этом наличие выраженного пика на 8 Гц сопровождалось существенно меньшими значениями ковариации на частотах 6-7 Гц. В ходе фотостимуляции ситуация изменилась. Как и в случае с затылочными отведениями, отсутствие выраженного пика на частоте фотостимуляции уже на 13-14 секунде приводило к практически полному исчезновению этого пика. При этом результаты перекликаются с результатами классического преобразования Фурье, так как на 10 Гц выявлены различия между кластерами СПМ. Таким образом, уже фотостимуляция длительностью немногим более 10 секунд оказывается для ряда испытуемых слишком сильным для микросистем нейронов, связанных с обработкой зрительной информации раздражителем. Очевидно, что в случае адаптации мы бы наблюдали иную картину, связанную с улучшением усвоения ритма фотостимуляции. Исходя из локализации изменений теменных отведений, можно предположить, что в данном случае затрагиваются менее специфичные в плане модальности стимулов микросистемы нейронов, что нашло отражение в разночастотных перестройках ЭЭГ. Здесь следует ещё раз акцентировать внимание, что речь идёт не о УЗВП, т.е. о сигнале, полученном методом когерентного накопления, а исходной ЭЭГ. При этом для теменных отведений характерно появление различий в высокочастотной части спектра, в районе 9-9.5 Гц. При этом можно говорить об общем правиле – чем лучше выражен частотный пик на частоте ФС, тем ниже значения ковариации и, следовательно, амплитуда сигнала в окрестностях этой частоты и наоборот, низкие значения ковариации на частоте ФС связаны с более высокими значениями ЭЭГ в окрестностях данной частоты.

Анализ ковариационных спектров при фотостимуляции 14 Гц продемонстрировал следующие особенности. Как и в случае 8 Гц мы наблюдаем появление различий в частотном диапазоне на 1-2 Гц ниже частоты фотостимуляции. При этом сохраняется та же зависимость – чем выше пик на частоте ФС, тем ниже значения ковариационных спектров вне этого пика. Верно и обратное – низкие и не всегда точные локализации пика характеризуются большими значениями ковариационных спектров вне частоты фотостимуляции. Можно говорить о том, на высокочастотной границе α -ритма, в ходе высокочастотной фотостимуляции мы не наблюдаем в затылочных отведениях значимых изменений при длительной фотостимуляции, в отличие от более низкочастотных значений ФС. При этом следует обратить внимание, что изначально даже на ранних этапах ФС (2-3 секунды) выборка уже значимо делится на два различающихся кластера, чего не наблюдается при ФС с частотой 8 Гц. Таким образом, мы можем говорить, что, изначально более высокочастотная ФС уже вызывает утомление нейронных систем, связанных с формированием перестроек ЭЭГ в ответ на воздействие. Это утомление приводит как к снижению эффекта «навязывания ритма», т.е. уменьшению спектрального пика на частоте фотостимуляции, так и увеличению активности на более низких частотах, не кратных основной частоте воздействия [19]. Подобная динамика процесса не может быть рассмотрена как «адаптация», по причине того, что значительно ухудшает возможности работы оператора интерфейсов мозг-компьютер.

Структура ковариационных спектров в париетальных отведениях в целом повторяет таковую в затылочных. Имеется выраженный пик на частоте фотостимуляции, при этом, как и для затылочных отведений его отклонение от исходной частоты существенно меньше, чем для случая с ФС равной 8 Гц. Аналогично, в области более низких частот (минус 1-2 Гц от основной частоты ФС) мы наблюдаем большую амплитуду колебания по отношению к колебаниям на частоте ФС, чем для кластера с выраженным частотным пиком.

Таким образом, мы и в этом случае наблюдаем ситуацию, когда ряд нейронных ансамблей не могут «усвоить» навязанный ритм, и активируются на иных частотах. Но в случае 8 Гц ФС активация затрагивает высокие частоты, а в случае 14 Гц ФС процесс идёт на низких частотах по сравнению с частотой ФС. Данный феномен наблюдается преимущественно в теменных отведениях, хотя для 14 Гц

ФС присутствует и в затылочных отведениях. В задачах ИМК-НКИ подобный феномен может негативно сказаться на распознавании паттернов активности, служащих для генерации управляющих команд, что в целом подтверждает высказанное ранее наблюдение о высокой чувствительности данной технологии к индивидуально-типологическим особенностям испытуемых и их утомлению в процессе работы. Следует обратить внимание, что на частотах выше 15 Гц различия между группами не наблюдаются. Т.е. мы, вероятно, видим, что ФС в целом оказывает однотипное влияние на низкие частоты области β -ритма.

3. Заключение

В работе оценена динамика ЭЭГ активности в условиях продолжающейся фотостимуляции. С использованием метода ковариационных спектров продемонстрированы особенности формирования спектров ЭЭГ как на частотах ФС, так и в окрестностях указанных частот. Установлены как общие закономерности формирования спектральных паттернов, так и связанные с частотой фотостимуляции или отведениями. К первым следует отнести тот факт, что снижение амплитуды пика коэффициентов ковариации на частоте ФС приводит одновременно к увеличению значений коэффициентов ковариации в окрестностях этого пика. Аналогично, более выраженный пик на частоте ФС сопровождается снижением амплитуды волн в окрестностях данного пика. В то же время различия, связанные с отведениями и частотами ФС показывают, что в затылочных отведениях, вне зависимости от частоты ФС различия между двумя типами ЭЭГ активности будут затрагивать частоты ниже частоты ФС. Для париетальных отведений на низкочастотной ФС характерно появления различий в области выше этой частоты, а для высокочастотной ФС – ниже. Высокочастотная ФС уже после 2-3 секунд стимуляции порождает характерный паттерн ковариационного спектра, отражающий для значительной части испытуемых процесс утомления, что выражается в затруднении захвата нейронными микросистемами частоты ФС. В то же время, для ФС на частоте 8 Гц процесс утомления развивается позже. Таким образом, полученная информация расширяет представление о формировании спектральных особенностей ЭЭГ при фотостимуляции и может быть использована для совершенствования систем управления с помощью ИМК-НКИ на основе УЗВП.

Литература

1. *Gao X., Wang Y., Chen X., Gao S.* Interface, interaction, and intelligence in generalized brain-computer interfaces // *Trends in Cognitive Sciences.* – 2021. – Vol. 25, № 8. – P. 671–684. DOI: 10.1016/j.tics.2021.04.003.
2. *Robinson N., Mane R., Chouhan T., Guan C.* Emerging trends in BCI-robotics for motor control and rehabilitation // *Current Opinion in Biomedical Engineering.* – 2021. – Vol. 20. – P. 100354. DOI: 10.1016/j.cobme.2021.100354.
3. *Saha S., Mamun K.A., Ahmed K., Mostafa R., Naik G.R., Darvishi S., Khandoker A.H., Baumer M.* Progress in brain computer interface: Challenges and opportunities // *Frontiers in Systems Neuroscience.* – 2021. – Vol. 15. – P. 578875. DOI: 10.3389/fnsys.2021.578875.
4. *Clancy E.A.* Electromyogram amplitude estimation with adaptive smoothing window length // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* – 1999. – Vol. 46, № 6. – P. 717–729. DOI: 10.1109/10.764948.
5. *Lozano-García M., Estrada L., Jané R.* Performance evaluation of fixed sample entropy in myographic signals for inspiratory muscle activity estimation // *Entropy.* – 2019. – Vol. 21, № 2. – P. 183. DOI: 10.3390/e21020183.
6. *Larrazabal A.J., Cena C.G., Martínez C.E.* Video-oculography eye tracking towards clinical applications // *Computers in Biology and Medicine.* – 2019. – Vol. 108. – P.57–66. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2019.03.025.
7. *Bulling A., Ward J.A., Gellersen H., Tröster G.* Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography // *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence.* – 2010. – Vol. 33, № 4. – P. 741–753. DOI: 10.1109/TPAMI.2010.86.
8. *Туровский Я.А.* Системы интерфейсов человек-компьютер на основе анализа спектральных особенностей биомедицинских сигналов и гибридного интеллекта // *Всероссийское совещание по проблемам управления (ВСПУ'2019): сборник трудов.* – М.: Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН. – С. 1649–1652. DOI: 10.25728/vspu.2019.1649.
9. *Li M., He D., Li C., Qi S.* Brain-computer interface speller based on steady-state visual evoked potential: A review focusing on the stimulus paradigm and performance // *Brain Sciences.* – 2021. – Vol. 11, № 4. – P. 450. DOI: 10.3390/brainsci11040450.
10. *Ladouce S., Darmet L., Torre Tresols J.J., Velut S., Ferraro G., Dehais F.* Improving user experience of SSVEP BCI through low amplitude depth and high frequency stimuli design // *Sci. Rep.* – 2022. – Vol. 12, № 1. – P. 8865. DOI: 10.1038/s41598-022-12733-0.
11. *Pan J., Chen X., Ban N., He J., Chen J., Huang H.* Advances in P300 brain-computer interface spellers: toward paradigm design and performance evaluation // *Front. Hum. Neurosci.* – 2022. – Vol. 16. – P. 1077717. DOI: 10.3389/fnhum.2022.1077717.
12. *Santamaria-Vazquez E., Martinez-Cagigal V., Gomez-Pilar J., Hornero R.* Asynchronous control of ERP-based BCI

- spellers using steady-state visual evoked potentials elicited by peripheral stimuli // IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. – 2019. – Vol. 27, № 9. – P. 1883–1892. DOI: 10.1109/TNSRE.2019.2934645.
13. *Fazel-Rezai R., Allison B.Z., Guger C., Sellers E.W., Kleih S.C., Kübler A.* P300 brain computer interface: current challenges and emerging trends // Front. Neuroeng. – 2012. – Vol. 5. – P. 14. DOI: 10.3389/fneng.2012.00014.
 14. *Гнездицкий В.В.* Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. – Таганрог: Издательство Таганрогского государственного радиотехнического университета, 1997. – 252 с.
 15. *Azadi Moghadam M., Maleki A.* Fatigue factors and fatigue indices in SSVEP-based brain-computer interfaces: A systematic review and meta-analysis // Front. Hum. Neurosci. – 2023. – Vol. 17. – P. 1248474. DOI: 10.3389/fnhum.2023.1248474.
 16. *Туровский Я.А., Борзунов С.В., Вахтин А.А.* Повышение частотного разрешения в задачах исследования ЭЭГ на основе ковариационного анализа // Программная инженерия. – 2021. – Т. 12, № 6. – С. 329–335. EDN:SVETBQ. DOI: 10.17587/prin.12.329-335.
 17. *Агаджанян Н.А.* Нормальная физиология / Н.А. Агаджанян, В.М. Смирнов. – М.: Издательство "Медицинское информационное агентство", 2009. – 520 с.
 18. *Смирнов В.М. (ред).* Физиология человека. – М.: Медицина, 2002. – 608 с.
 19. *Peng Y., Wong C.M., Wang Z., Rosa A.C., Wang H.T., Wan F.* Fatigue detection in SSVEP-BCIs based on wavelet entropy of EEG // IEEE Access. – 2021. – Vol. 9. – P. 114905–114913. DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3100478.