

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.
ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра радиофизики и нелинейной динамики

**Анализ структурных изменений сигналов электрической активности
головного мозга при поддержании баланса**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 421 группы
направления 03.03.03 «Радиофизика»
физического факультета
Ерыкалина Владимира Владимировича

Научный руководитель
к.ф.-м.н., доцент

_____ О.Н. Павлова

Зав. кафедрой
д.ф.-м.н., профессор

_____ В.С. Анищенко

Саратов 2020 год

ВВЕДЕНИЕ

Способность поддерживать динамический баланс и стабильность вертикального положения тела играет важную роль в повседневной жизни, позволяя человеку избегать травм и экономить энергию, которая затрачивалась бы на ненужные действия. Известно, что поддержание вертикального положения тела представляет собой сложную проблему интегрированного контроля [1]. Согласно литературным данным [2], корковые нейронные ансамбли играют важную роль в контроле положения тела, собирая необходимую информацию из зрительной, соматосенсорной и вестибулярной систем для осуществления корректирующих движений, необходимых для поддержания баланса. Например, показано, что корковые структуры участвуют в создании адаптивных корректировок с прямой связью и обратной связью для снижения риска потери равновесия [3]. Кроме того, контроль положения тела не является полностью автоматическим процессом, а требует активизации когнитивных процессов, происходящих в коре головного мозга (например, обработка сенсорной информации, принятие решений и управление движением). Определение паттернов нейронной активности, связанных с поддержанием баланса тела, является важной задачей для развития систем реабилитации. При разработке таких систем должны использоваться эффективные методы регистрации и обработки нейронной активности. В то же время разработанные методы в основном тестируются на нейронной активности, связанной с выполнением простых движений. Если эти методы позволяют обнаружить нейронную активность, связанную с контролем баланса тела, они будут использоваться в человеко-машинных системах, направленных на тренировку способности человека поддерживать баланс тела.

Целью данной выпускной квалификационной работы является выявление особенностей электрической активности нейронов, которая ассоциируется с поддержанием баланса тела.

Материалы исследования. Исследования проводились на основе математического анализа экспериментальных данных.

Выпускная квалификационная работа содержит введение, две главы (1.Регистрация и анализ сигналов электрической активности ансамблей нейронов; 2. Исследования нейронной активности при поддержании баланса тела), заключение и список использованных источников. Общий объем работы 41 стр.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

В экспериментах, проводившихся в университете Иннополис, приняли участие 12 здоровых добровольцев, включая 8 мужчин и 4 женщины в возрасте от 20 до 43 лет с нормальной или скорректированной остротой зрения. Все они предоставили информированное письменное согласие перед участием. Экспериментальные исследования проводились в соответствии с протоколами, одобренными исследовательским комитетом по этике Университета Иннополис. Данные были предоставлены для анализа руководителем Лаборатории нейронауки и когнитивных технологий Университета Иннополис, д.ф.-м.н., профессором А.Е. Храмовым.

Продолжительность каждого эксперимента составляла около 40 минут. Во время записи сигналов испытуемые стояли на балансировочной платформе. Угол между горизонтальной линией и положением платформы (как показано пунктирной линией на рис. 1а) регистрировали одновременно с остальными экспериментальными данными. Структура эксперимента (рис. 1б) включала три 10-минутных сеанса с двумя 5-минутными паузами между ними для отдыха. Регистрация фоновой активности головного мозга без выполнения испытуемым каких-либо специальных инструкций, проводилась в течение 3 минут перед выполнением задач на сохранение баланса.

Все испытуемые были проинструктированы поддерживать сбалансированное вертикальное положение тела во время своих попыток сохранить равновесие на платформе. Следует отметить, что все добровольцы

не имели возможности тренировать способность поддерживать равновесие на платформе до проведения эксперимента и, таким образом, исследование проводилось с неподготовленными добровольцами. Типичная зависимость изменения угла во время одного из экспериментальных сеансов показана на рисунке 2.

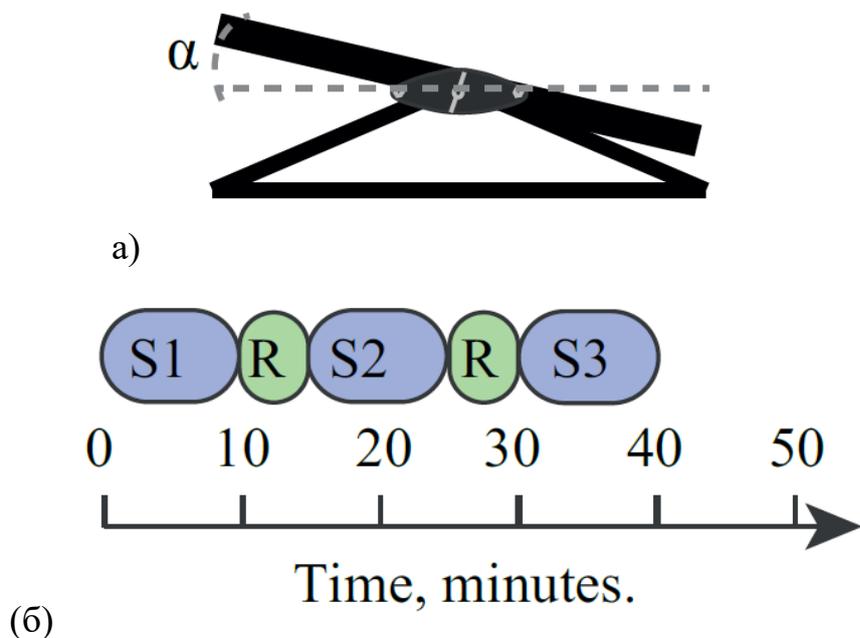


Рисунок 1 – Балансировочная платформа и определение угла, характеризующего ее положение (а); схема протокола эксперимента: R – отдых, S1-S3 – проводимые сеансы эксперимента.

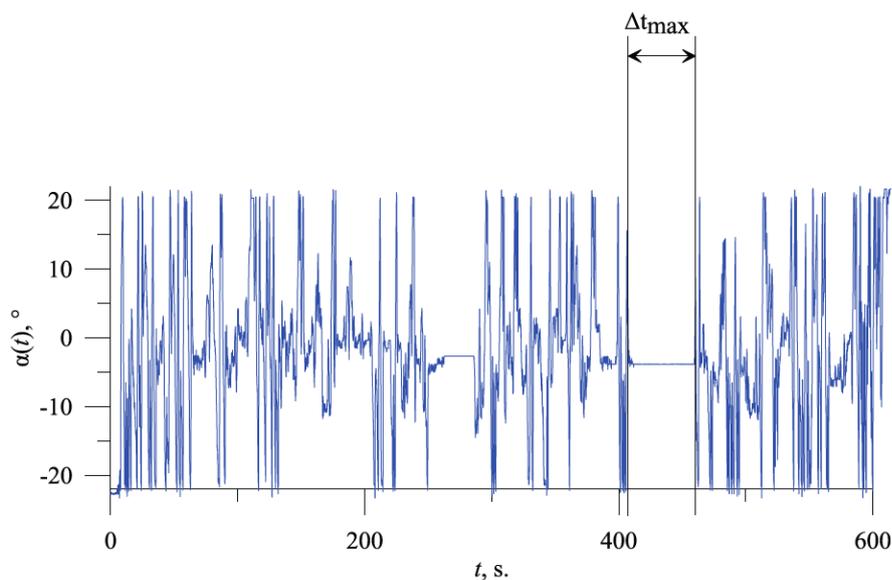


Рисунок 2 – Изменение во времени угла наклона α в ходе эксперимента.

Попытка регистрировалась как успешная, если испытуемый мог уменьшить абсолютное значение угла наклона платформы от граничного положения до значений, составляющих менее $\pm 19^\circ$. При этом продолжительность удержания равновесия должна была составлять больше 1 секунды. В течение каждого сеанса определялись успешные попытки, которые характеризовались самым длительным интервалом времени удержания равновесия (пример показан на рисунке 2 как Δt_{\max}).

Сигналы ЭЭГ регистрировались с использованием метода монополярной регистрации и классической схемы расположения электродов 10–10. В каждом эксперименте записывался 31 сигнал с двумя контрольными электродами A1 и A2, размещенными на мочках уха, и заземляющим электродом N, находящимся чуть выше лба. Сигналы регистрировались через чашечные адгезивные электроды Ag/AgCl. Непосредственно перед началом экспериментов выполнялись все необходимые процедуры для увеличения проводимости кожи и уменьшения ее сопротивления, используя абразивный гель «NuPrep» (Weaver and Company, Колорадо, США). Полное сопротивление контролировалось после установки электродов и измерялось в течение всего эксперимента. Обычно значения импеданса варьировались в интервале 2–5 кОм. Для усиления и аналого-цифрового преобразования сигналов ЭЭГ использовался электроэнцефалограф «Энцефалан-ЭЭГ-19/26» («Медиком МТД», Таганрог, Российская Федерация) с несколькими каналами ЭЭГ и двухкнопочным устройством ввода (клавиатура). Регистрируемые сигналы ЭЭГ фильтровали с помощью полосового фильтра с частотами отсечки 1 Гц и 100 Гц и заграждающего фильтра на частоте 50 Гц с помощью встроенного аппаратно-программного комплекса сбора данных.

Предварительный анализ данных был проведен коллективом университета Иннополис, который проводил их регистрацию [4]. Задачей данной работы являлось расширить возможности анализа за счет привлечения дополнительных инструментов исследования.

При использовании ДВП нужно определенным образом задавать длительность временного ряда, которая, по аналогии с быстрым преобразованием Фурье задается в виде $K = 2^j$. Это позволяет осуществить процедуру пирамидального разложения сигнала в вейвлет-базисе. Переход от одного масштаба (уровня разрешения) к другому сопровождается изменением в 2 раза длины временного ряда. Общий принцип разложения сигнала с использованием ДВП рассмотрим на примере временного ряда $x(i) = x(i\Delta t)$. Этот временной ряд «пропускают» через 2 сопряженных зеркальных фильтра – низкочастотный (НЧ) и высокочастотный (ВЧ). Если характеристику НЧ-фильтра обозначить $g(i)$, то на сигнал на выходе определяется формулой

$$x_{\text{НЧ}}(k) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) g(k - i). \quad (1)$$

Зеркальный ВЧ-фильтр с характеристикой $h(i)$ связан с НЧ-фильтром

$$g(i) = (-1)^i h(2M - i - 1), \quad (2)$$

где M - длина области задания вейвлета. Если она увеличится, то вейвлет-функция обычно является более гладкой (имеет M моментов, равных нулю). Применение базисов с большой областью задания полезно для решения задач сжатия данных (при их архивировании). Минусы тоже существуют – больше коэффициентов, значит, больше времени необходимо на их вычисление. И если требуется быстро проанализировать сигнал в задачах принятия решений, то быстроедействие может являться одним из наиболее важных критериев, при условии, конечно, что повышение скорости цифровой обработки сигналов не будет сопровождаться резким снижением точности вычисления и диагностики характерных особенностей анализируемого временного ряда. На практике, выбор функции осуществляется, исходя из приоритетов, на которые нужно ориентироваться в конкретной задаче. Тем не менее, выбор подходящего вейвлета обычно осуществляют из числа вейвлетов семейства Добеши D^n , подбирая подходящее значение n .

Семейство Добеши является семейством ортонормированных функций с разной областью задания. Чтобы проводить вычисления, используют алгоритмы, позволяющие быстро вычислить коэффициенты вейвлет-преобразования.

Обычно используется метод разложения сигнала с помощью фильтров, формируемых путем масштабных преобразований и смещений скейлинг-функций $\phi(t)$ и вейвлетов $\psi(t)$:

$$\begin{aligned}\phi_{j,k} &= 2^{j/2}\phi(2^j t - k), \\ \psi_{j,k} &= 2^{j/2}\psi(2^j t - k).\end{aligned}\tag{3}$$

Разложение осуществляется в базисе вейвлетов Добеши. На некотором уровне разрешения m сигнал представляется в виде

$$x(t) = \sum_k s_{m,k}\phi_{m,k}(t) + \sum_{j \geq m} \sum_k d_{j,k}\psi_{j,k}(t),\tag{4}$$

где $s_{m,k}$ и $d_{j,k}$ – коэффициенты аппроксимации и детализации. Вариабельность коэффициентов детализации на разных масштабах j , характеризуемая дисперсией

$$\sigma(j) = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} [d_{j,k} - \langle d_{j,k} \rangle]^2},\tag{5}$$

используется для диагностики структурных изменений сигналов.

В проводимых исследованиях анализ экспериментальных данных был проведен с помощью 4-х вейвлетов семейства Добеши (D^4 , D^6 , D^8 , D^{10}). Прежде чем рассматривать роль выбора базиса, рассмотрим результаты для одного из испытуемых и одного из базисов (в данном случае, для D^6). На рисунке 3 приведена зависимость дисперсии вейвлет-коэффициентов от масштаба. Как видно из рисунка, она является монотонно возрастающей, причем, переход от одного значения j к другому означает изменение масштаба в 2 раза. Зная шаг дискретизации при регистрации сигнала (200 Гц)

и перейдя от масштабов к частотам, можно определить масштабы, примерно соответствующие серединам диапазонов частот альфа и бета-ритмов.

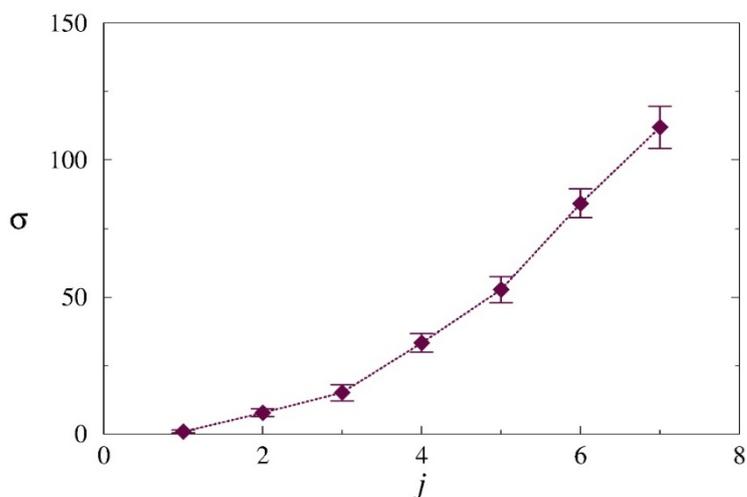


Рисунок 3 – Типичный пример зависимости дисперсии вейвлет-коэффициентов от масштаба

Если провести такие расчеты, то выяснится, что масштаб $j=3$ соответствует бета-ритму, а масштаб $j=5$ соответствует альфа-ритму. Принимая во внимание то обстоятельство, что амплитуда сигнала может варьироваться для разных экспериментов (на нее оказывает влияние, например, качество контакта электродов), и эти вариации сказываются на величине дисперсии вейвлет-коэффициентов, удобнее проводить оценки наблюдаемых изменений в нормированных единицах. По этой причине, дисперсии вейвлет-коэффициентов для сеансов 2 и 3 были нормированы на соответствующие значения дисперсий для сеанса 1, как для альфа-ритма ($j=5$), так и для бета-ритма ($j=3$). Полученные результаты приведены на рисунке 4 в виде средних значений (по всем испытуемым) \pm стандартная ошибка среднего. Звездочками отмечены значительные изменения (тест Манна-Уитни, $p < 0.01$) по сравнению с расчетами для 1-го сеанса. Таким образом, можно сделать вывод, что происходят более выраженные изменения для бета-ритма, что соответствует результатам, полученным с помощью непрерывного вейвлет-преобразования. Однако, в отличие от непрерывного

вейвлет-преобразования, проводимые расчеты обеспечивают существенный (на порядок и более) выигрыш в скорости обработки данных.

Далее решалась следующая задача – путем выбора разных вейвлет-функций семейства Добеши попробовать выявить наиболее выраженные различия. Были по отдельности проанализированы сеансы 2 и 3, и для разных вейвлетов оценивались отличия от результатов для сеанса 1 (то есть от значений, равных 1 в условиях проводимой нормировки). Как видно из рисунка 5, результаты немного меняются для разных базисов. Минимальные значения дисперсий вейвлет-коэффициентов (как для альфа-ритма, так и для бета-ритма) были получены для функции D^8 . Интересно отметить, что для вейвлетов с меньшей областью задания (D^4, D^6) и для вейвлета с большей областью задания (D^{10}) различия от исходного состояния (сеанс 1) оказались менее выраженными.

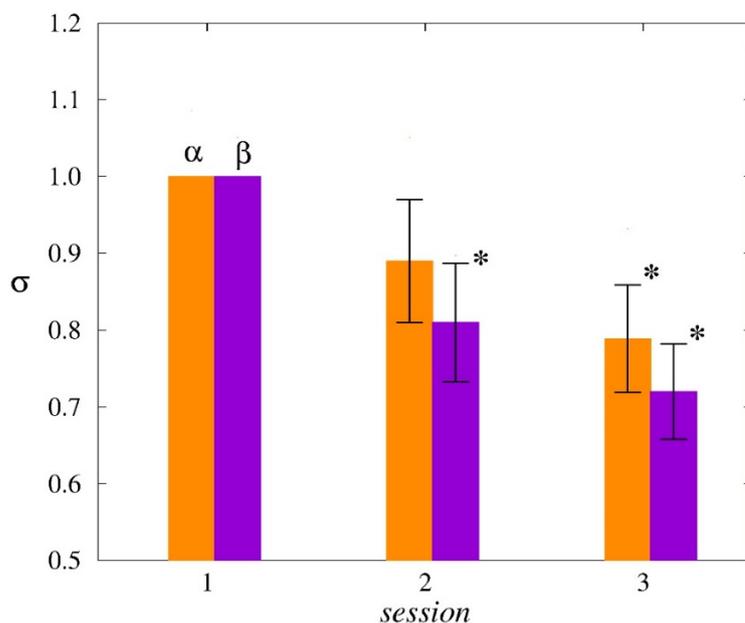


Рисунок 4 – Сравнительный анализ изменения дисперсии вейвлет-коэффициентов для альфа-ритма (оранжевые столбцы) и бета-ритма (фиолетовые столбцы) для сеансов 2 и 3 по сравнению с 1.

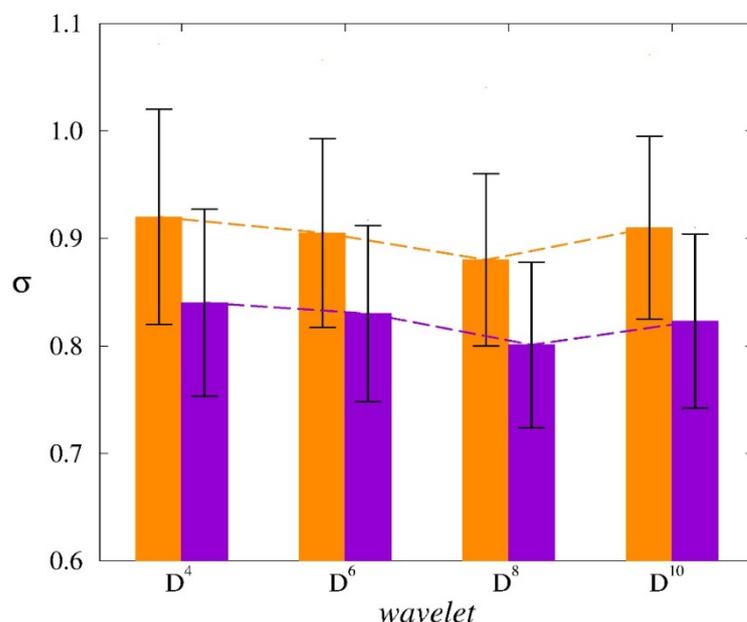


Рисунок 5 – Сравнительный анализ влияния выбора вейвлет-базиса семейства Добеши на диагностику изменений дисперсии вейвлет-коэффициентов для альфа-ритма (оранжевые столбцы) и бета-ритма (фиолетовые столбцы) для сеанса 2 по сравнению с 1.

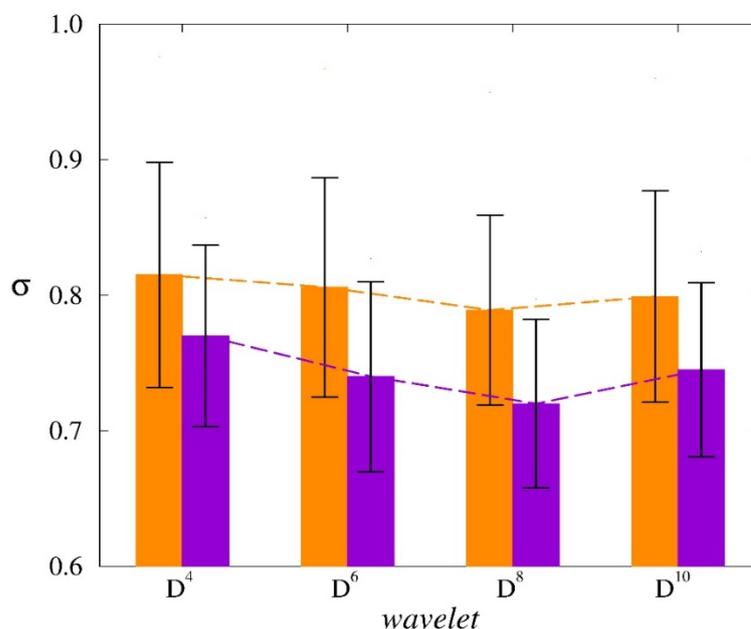


Рисунок 6 – Сравнительный анализ влияния выбора вейвлет-базиса семейства Добеши на диагностику изменений дисперсии вейвлет-коэффициентов для альфа-ритма (оранжевые столбцы) и бета-ритма (фиолетовые столбцы) для сеанса 3 по сравнению с 1.

Таким образом, наилучший поиск различий между состояниями обеспечивается для вейвлет-базиса, построенного на основе функции с промежуточной областью задания. Эти выводы справедливы для обоих анализируемых ритмов (рисунок 5), а также для всех сеансов – как сеанса 2 (рисунок 5), так и сеанса 3 (рисунок 6). Таким образом, отмеченные закономерности носят достаточно общий характер.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе решалась задача выявления особенностей электрической активности нейронов, которая ассоциируется с поддержанием баланса тела. Проанализированы многоканальные сигналы ЭЭГ во время поддержания баланса тела на балансировочной платформе. Ранее проведенные эксперименты показали, что испытуемые могут достигать и поддерживать состояние равновесия в течение небольшого промежутка времени. В данной работе анализ данных проведен на основе многомасштабного анализа, применяющего дискретное вейвлет-преобразование. Этот подход ранее не использовался для обработки сигналов экспериментов по поддержанию баланса.

Показано, что максимальная длительность времени нахождения в состоянии равновесия увеличивается с увеличением длительности участия в эксперименте. Это означает, что приобретаемый опыт позволяет лучше решать задачу сохранения баланса. Важно отметить, что повышение способности поддерживать равновесие связано с изменениями корковой активности в частотном диапазоне бета-волн электрической активности головного мозга (ритм головного мозга в диапазоне от 14 до 30 Гц, присущий состоянию активного бодрствования). Было показано, что наряду с изменением длительности поддержания баланса, с накоплением опыта происходят структурные изменения сигналов ЭЭГ, сопровождающиеся уменьшением дисперсии вейвлет-коэффициентов в диапазоне бета-ритма.

Аналогичный эффект фиксируется и в диапазоне альфа-ритма, но он является менее выраженным.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- [1] Dutt-Mazumder, A. Postural stability variables for dynamic equilibrium / Dutt-Mazumder, A., Dhar, S., and Dutt-Mazumder, C. // Journal of nature and science . 2018. V. 4, no. 12.
- [2] Takakusaki, K. Functional neuroanatomy for posture and gait control / Takakusaki, K. // Journal of movement disorders. 2017. V. 10.
- [3] Edmunds, K. J. Cortical recruitment and functional dynamics in postural control adaptation and habituation during vibratory proprioceptive stimulation / Edmunds, K. J., Petersen, H., Hassan, M., Yassine, S., Olivieri, A., Barollo, F., Friðriksdóttir, R., Edmunds, P., Gíslason, M., Fratini, A. // Journal of neural engineering. 2019. v .16, no 026037.
- [4] Maksimenko, V. Neural activity during maintaining a body balance / V. Maksimenko, V. Khorev, V. Grubov, A. Badarin, A.E. Hramov // Proc. SPIE. 2020. V. 11459. P. 1145903.