

УДК 616.831-073.91-057.875

СПЕКТРАЛЬНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА СТУДЕНТОВ ПРИ ПРОСЛУШИВАНИИ АУДИОСТИМУЛОВ РАЗЛИЧНОГО КОМПОНЕНТНО- СТРУКТУРНОГО СОСТАВА

© 2014 г. М. А. Кунавин, Л. В. Соколова

Северный (Арктический) федеральный университет
имени М. В. Ломоносова, г. Архангельск

Исследовались изменения спектральных характеристик электроэнцефалограммы (ЭЭГ) студентов в процессе прослушивания аудиостимулов, отличавшихся наличием мелодии и скоростью воспроизведения. Спектральная мощность тета-, альфа- и бета-ритмов ЭЭГ 30 студентов (юношей и девушек) была проанализирована с использованием многофакторного дисперсионного анализа повторных измерений (RM MANOVA). Показано, что повышенная скорость воспроизведения аудиостимулов усиливает активность заднеассоциативных областей коры. Восприятие мелодии характеризуется высокой степенью активности специфической таламической системы и нейронных структур правого полушария. При замедленном воспроизведении мелодии в стратегии мозговой обработки музыкальной композиции появляются элементы, характерные для восприятия выделенного ритма.

Ключевые слова: электроэнцефалограмма, спектральный анализ, аудиостимулы, мелодия, музыка

Исследования, касающиеся нейрофизиологических аспектов восприятия музыки, являются относительно молодой и бурно развивающейся областью научных интересов. Современные исследователи и теоретики выделяют два основных направления, с которыми связывают дальнейшее успешное развитие работ в этой тематике. Первое — методологическое — касается совершенствования уже существующих инструментальных и математических средств получения и обработки нейрофизиологических данных. Второе включает в себя развитие новых гипотез, моделей и техник, направленных на разработку такого важного понятия, как музыкальная сложность (musical complexity) [17, 18, 25]. Этот термин широко используется в зарубежной литературе и подчеркивает неоднозначность влияния множества структурных компонентов музыкального произведения (ритм, тональность, мелодия) на стратегии их мозговой обработки [21, 22, 31]. Однако большая часть отечественных исследователей и ряд зарубежных авторов, касаясь вопроса восприятия музыки, в качестве стимульного материала используют полноценные музыкальные композиции различной жанровой принадлежности [5, 9, 11, 20]. Подобный подход не способствует пониманию того, как различные музыкальные компоненты взаимодействуют друг с другом, приводит к путанице и появлению множества различных, часто противоречивых, теорий восприятия музыки [22]. Кроме того, такой вариант построения исследования практически исключает возможность решения одной из основных задач, стоящих перед этой областью знаний: выявления тех физических характеристик аудиостимулов, которые играют наиболее важную роль в передаче семантической и эстетической (эмоциональной) информации [1]. Ее достижение становится возможным только при рассмотрении музыки в качестве сложного физического сигнала, характеризующегося различным компонентно-структурным составом, в отрыве от её культурной и исторической ценности.

Таким образом, целью нашего исследования стало изучение спектральных характеристик биоэлектрической активности (БЭА) мозга студентов при прослушивании аудиостимулов различного компонентно-структурного состава, отличающихся наличием мелодического компонента и скоростью воспроизведения.

Методы

В исследовании приняли участие 30 студентов (15 юношей и 15 девушек) Северного (Арктического) федерального университета имени М. В. Ломоносова (г. Архангельск) в возрасте от 18 до 22 лет. Все обследованные — правши без специального музыкального образования [30]. Исследование проводилось на добровольной основе с соблюдением всех принципов биомедицинской этики.

Электроэнцефалограмму (ЭЭГ) регистрировали монополярно при помощи компьютерного электроэнцефалографа Neuroscope-416 (НПФ Биола, Россия) с использованием серебряных чашечковых электродов, расположенных в 12 стандартных отведениях (F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, T3, T4, TPO1, TPO2), локализация которых определялась в соответствии с международной системой «10–20». В качестве референтных использовались разделенные ушные электроды. Запись ЭЭГ производилась в полосе пропускания от 3 до 30 Гц.

Исследование проводилось в комфортной обстановке в первой половине дня. В начале каждого обследования 2 минуты регистрировали ЭЭГ в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами. Эти данные рассматривались как фоновые. В основной части экспериментального исследования, регистрация ЭЭГ проводилась при прослушивании обследуемым различных аудиостимулов. В качестве вариантов нагрузки выступали последовательности звуковых сигналов, генерируемых на компьютере при помощи программного комплекса Guitar Pro 5.2. Особенность данного программного обеспечения заключается в достаточно полной имитации физических характеристик естественных звуков. Моделируются акустические волны импульсно-резонансной природы, характерные для звуков окружающего мира, точная настройка спектральных характеристик этих волн позволяет получать сигналы, имитирующие звуки большинства известных музыкальных инструментов [26, 32]. В результате соблюдается необходимый баланс между математической точностью, единообразием генерируемых сигналов и естественностью их звучания [22]. В качестве стимульного материала нами были сгенерированы две звуковые последовательности. Первая представляла собой запись зациклено повторяющейся ноты «до» первой октавы (262 Гц) и рассматривалась как аналог выделенного темпоритмического компонента музыкального произведения. Другой была простейшая монофоническая мелодия. При ее выборе учитывалась прежде всего однородность ритмического рисунка на протяжении всего звучания. Спектральные характеристики обоих аудиостимулов были выровнены стандартными средствами программного обеспечения и представляли собой имитацию звучания большого акустического пианино. Каждая сгенерированная последовательность прослушивалась обследуемым в течение двух минут с закрытыми глазами в двух вариантах, отличающихся скоростью воспроизведения (80 и 160 ударов в минуту соответственно). Таким образом, анализировались ЭЭГ-данные четырех ситуаций аудионагрузки, в дальнейшем обозначаемые как ритм 80, ритм 160, мелодия 80 и мелодия 160.

Математическая обработка осуществлялась методом спектрального анализа ритмических составляющих ЭЭГ. Основным анализируемым параметром была абсолютная спектральная мощность (CM) ритма, $мкВ^2$, рассчитываемая для диапазонов частот: тета

4–8 Гц, альфа 8–13 Гц и бета 13–30 Гц. Эпоха анализа составляла 2,56 с (0,4 Гц частота дискретизации сигнала). Исходным материалом служили безартефактные участки ЭЭГ длительностью не менее 80 секунд (30 эпох усреднения).

Статистический анализ результатов исследования проводился с применением пакетов прикладных программ Microsoft Excel и SPSS 17.0 для Windows и включал в себя несколько этапов. На первом этапе полученные выборки проверялись на нормальность распределения и равенство дисперсий с использованием тестов Шапиро – Уилка (Shapiro-Wilk's test) и Ливена (Levene's test) соответственно. В дальнейшем их результаты позволили нам использовать в качестве характеристики ЭЭГ-данных средние значения и среднеквадратичные отклонения ($M \pm \sigma$), а также применить в качестве основного статистического метода дисперсионный анализ [8].

В качестве дополнительного анализа с целью выявления групп электродов, отражающих активность различных генераторных структур, производился факторный анализ спектральных характеристик ЭЭГ покоя, где в качестве переменных использовались данные БЭА мозга, полученные от 12 отведений [2]. Факторизация производилась методом максимального правдоподобия (maximum likelihood) с применением варимакс-вращения. Количество факторов определялось методом Кайзера. Качество полученной факторной модели оценивалось по следующим параметрам: мера адекватности факторной модели Кайзера – Мейера – Олкина (мера КМО) $> 0,7$; принадлежность отведения к фактору однозначно определена (нагрузка по одному из факторов $> 0,7$; разница между нагрузкой по второму фактору $> 0,2$) [8].

В дальнейшем производилось определение частотных характеристик выделенных факторов. Данный вид анализа позволяет дополнить картину, полученную при помощи факторного анализа, обозначить основные частотные диапазоны ЭЭГ, на которых происходит работа выделенных генераторных структур. Для этого анализировались частоты, на которых регистрировалось максимальное когерентное взаимодействие отведений (функция КОГ), образующих каждый фактор. В связи с особенностями алгоритмов быстрого преобразования Фурье получаемые выборки характеризовались дискретностью и крайней асимметрией распределения признака, поэтому для их характеристики использовали показатель модального интервала [4]. Статистическую значимость отличий проверяли непараметрическим критерием Манна – Уитни, исходя из предположения о независимой работе выявленных генераторных систем [3].

На последнем этапе математического анализа производилась статистическая проверка изменений спектральных характеристик ЭЭГ при прослушивании различных аудиостимулов. Для этих целей был использован многофакторный дисперсионный анализ повторных измерений (RM MANOVA) [8, 23]. Построенная иерархическая структура включала в себя

2 внутригрупповых фактора, каждый из которых имел 2 градации: скорость воспроизведения аудиостимулов (80 и 160 уд./мин), и наличие мелодического компонента (да, нет). Это позволило оценить статистическую значимость изменений спектральной мощности ЭЭГ: 1) при ускоренном/замедленном воспроизведении аудиостимулов; 2) при включении/выключении мелодического компонента; 3) при перекрестном взаимодействии факторов скорости и мелодии. Статистически значимыми считались изменения при величине вероятности ошибочного принятия нулевой гипотезы $p < 0,05$.

Результаты

Процедура факторизации СМ ЭЭГ покоя в тета-диапазоне (табл. 1) позволила выявить два устойчивых фактора (мера КМО = 0,761), совместно объясняющих 86,48 % общей дисперсии признака по всем отведениям (рис. 1А). В первый фактор вошли отведения каудальных отделов коры головного мозга (P3, O1, O2, TPO1, TPO2), максимум факторной нагрузки приходился на височно-теменно-затылочные области обоих полушарий. Кроме того, проявлялась небольшая асимметричность вовлечения одноименных областей: как правило, нагрузка отведений в левом полушарии несколько превосходила таковую в правом. Второй фактор в структуре тета-ритма объединял в себя отведения фронтальных отделов коры (F3, F4). Дополнительный частотный анализ выявил четкую дифференцировку тета-ритма на два более узких диапазона. Максимальная когерентность между отведениями, объединенными в первый фактор, достигалась на уровне 4,3–4,7 Гц, тогда как между передними областями коры в основном на частоте 7,4–7,8 Гц ($p < 0,001$).

Сходная пространственная структура объединения отведений наблюдалась и в факторной модели альфа-ритма (мера КМО = 0,845). Один из выявленных факторов, объясняющий 36,87 % общей дисперсии, включал в себя передние области мозга: симметричные лобные отведения и передневисочное отведение правого полушария (рис. 1Б). При этом

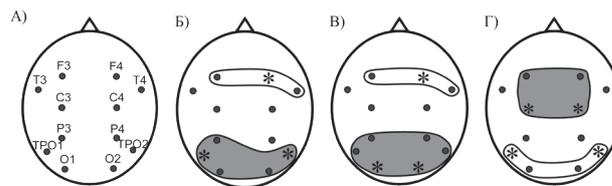


Рис. 1. Факторная структура генераторных систем мозга: А – схема наложения электродов; Б – тета-ритм, В – альфа-ритм, Г – бета-ритм

Примечание. * – отведения с максимумом (> 0,9) факторной нагрузки.

максимум когерентного взаимодействия между этими отделами зарегистрирован на частоте 8,2–8,6 Гц. Второй, более значимый фактор (57,32 % объясняемой дисперсии) объединял в себя все отведения постцентральных отделов: теменные, затылочные и височно-теменно-затылочные в обоих полушариях. Внутри этой группировки максимум факторной нагрузки приходился на затылочные отведения, также отмечалась межполушарная асимметрия с превышением левополушарных нагрузок. Анализ частот функционального взаимодействия выявил, что в этих областях максимум функции КОГ был зарегистрирован на частоте 9,8–10,2 Гц ($p < 0,001$).

Факторный анализ показателей СМ бета-ритма (КМО = 0,797) также позволил объединить все отведения в две независимые группировки, объясняющие примерно равные части дисперсии признака по отведениям (48,64 и 44,39 %). В данном случае более значимый фактор включал в себя передние области коры (F3, F4, C3, C4), важно отметить, что максимум факторной нагрузки здесь приходился на центральные отведения. Второй фактор объединял височно-теменно-затылочные и затылочные отведения обоих полушарий с максимумом нагрузки в зоне ТРО (рис. 1В). Частотный анализ вновь выявил более высокие значения частот максимума когерентности в каудальных отделах коры 22,4–22,8 Гц, тогда как взаимосвязь между отведениями передней группировки достигалась в частотном диапазоне от 13 до 15 Гц ($p = 0,005$).

Таблица 1

Факторная структура генераторных систем основных ритмов электроэнцефалограммы в состоянии спокойного бодрствования

Отведения	θ-ритм (4–8 Гц)		Отведения	α-ритм (8–13 Гц)		Отведения	β-ритм (13–30 Гц)	
	Фактор 1	Фактор 2		Фактор 1	Фактор 2		Фактор 1	Фактор 2
F3–A1	0,279	0,960	F3–A1	0,447	0,880	F3–A1	0,529	0,799
F4–A2	0,250	0,870	F4–A2	0,421	0,922	F4–A2	0,407	0,833
P3–A1	0,820	0,490	P3–A1	0,847	0,345	C3–A1	0,212	0,961
O1–A1	0,841	0,271	P4–A2	0,869	0,408	C4–A2	0,228	0,962
O2–A2	0,831	0,278	O1–A1	0,927	0,347	O1–A1	0,930	0,305
TPO1–A1	0,927	0,237	O2–A2	0,879	0,421	O2–A2	0,814	0,352
TPO2–A2	0,908	0,187	T4–A2	0,327	0,898	TPO1–A1	0,958	0,268
			TPO1–A1	0,896	0,416	TPO2–A2	0,951	0,270
			TPO2–A2	0,855	0,411			
Объясненная дисперсия, %	55,631	30,854	Объясненная дисперсия, %	57,329	36,870	Объясненная дисперсия, %	48,645	44,392

Примечание. Жирным шрифтом выделены максимальные значения факторной нагрузки (> 0,9).

По итогам дисперсионного анализа ЭЭГ-данных удалось оценить статистически значимые изменения в БЭА мозга, связанные не только с воздействием отдельных характеристик прослушиваемых аудиосигналов, таких как скорость воспроизведения и наличие мелодии, но и выявить взаимное влияние этих факторов на СМ основных ритмов ЭЭГ (табл. 2). Показано, что темпоритмический компонент аудиостимулов (фактор скорости) статистически значимо связан со спектральными характеристиками бета-диапазона (рис. 2). Вне зависимости от присутствия мелодического компонента в прослушиваемых образцах повышение скорости их воспроизведения приводило к снижению спектральной мощности бета-ритма в симметричных затылочных отведениях О1 и О2 ($F(1,29) = 8,002, p = 0,008$; $F(1,29) = 5,444, p = 0,027$). Аналогичные изменения были зарегистрированы в височно-теменно-затылочных отведениях обоих полушарий ($F(1,29) = 6,139, p = 0,019$; $F(1,29) = 4,251, p = 0,048$).

Мелодический компонент аудиостимулов оказывал статистически значимое влияние на выраженность альфа- и бета-ритма (см. рис. 2). Прослушивание мелодий по сравнению с ритмом, вне зависимости от скорости их воспроизведения, характеризовалось более низкими значениями спектральной мощности альфа-диапазона в симметричных теменных ($F(1,29) = 7,081, p = 0,013$; $F(1,29) = 8,587, p = 0,007$) и затылочных отведениях ($F(1,29) = 9,899, p = 0,004$; $F(1,29) = 7,238, p = 0,012$), а также височно-теменно-затылочном отведении левого полушария ($F(1,29) = 7,035, p = 0,013$). Кроме того,

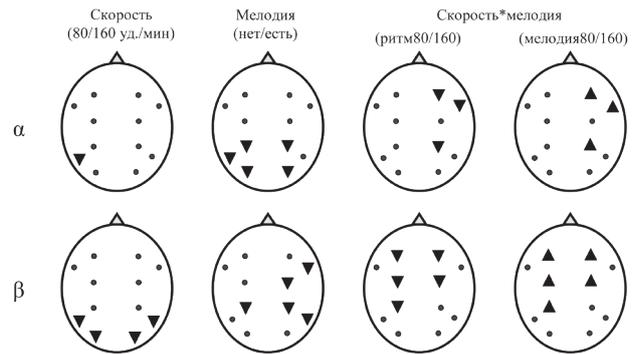


Рис. 2. Пространственное распределение статистически значимых изменений спектральной мощности ритмов ЭЭГ при прослушивании аудиостимулов различного компонентно-структурного состава.

Примечания: стрелкой вниз обозначено статистически значимое ($p < 0,05$) снижение спектральной мощности, стрелкой вверх – повышение; α – альфа-ритм, β – бета-ритм.

было отмечено генерализованное падение мощности бета-ритма в правой гемисфере: значимые отличия показаны в центральном С4 ($F(1,29) = 7,945, p = 0,009$), теменном Р4 ($F(1,29) = 8,385, p = 0,007$), передневисочном Т4 ($F(1,29) = 7,312, p = 0,011$) и височно-теменно-затылочном отведении ТРО1 ($F(1,29) = 5,250, p = 0,029$).

Перекрестное действие факторов скорости и мелодии, выявленное по результатам дисперсионного анализа, проявлялось в относительном росте спектральной мощности ритмов ЭЭГ при повышении скорости воспроизведения мелодии и снижении спектральной мощности при ускорении воспроизведения ритма (см. рис. 2). В альфа-диапазоне подобная реакция была

Таблица 2

Результаты статистического анализа показателей спектрального анализа электроэнцефалограммы у студентов при прослушивании аудиостимулов различного компонентно-структурного состава

Отведения	Спектральная мощность, мкВ ² ($M \pm \sigma$)				RM MANOVA (df = 1,29)					
					Скорость		Мелодия		Скорость*мелодия	
	Ритм 80	Мелодия 80	Ритм 160	Мелодия 160	F	p	F	p	F	p
α-ритм (8–13 Гц)										
F4–A2	8,30±3,41	8,10±3,33	8,10±3,21	8,40±3,34	0,579	0,453	0,035	0,853	8,591	0,007
P3–A1	12,10±7,94	11,20±7,07	11,70±7,65	11,30±7,42	0,842	0,366	7,081	0,013	2,734	0,109
P4–A2	12,40±7,41	11,10±6,23	11,60±6,68	11,30±6,49	1,946	0,174	8,587	0,007	5,809	0,023
O1–A1	11,40±8,02	10,30±6,71	10,90±7,63	10,30±7,18	3,456	0,073	9,899	0,004	1,626	0,212
O2–A2	12,00±8,07	10,90±6,74	11,50±7,63	10,90±7,00	1,043	0,316	7,238	0,012	1,102	0,303
T4–A2	4,10±1,78	3,90±1,66	4,10±1,68	4,20±1,78	2,554	0,121	0,697	0,411	4,857	0,036
ТРО1–A1	11,40±9,06	10,50±7,95	10,80±8,26	10,30±7,88	6,545	0,016	7,035	0,013	1,000	0,326
β-ритм (13–30 Гц)										
F3–A1	7,10±1,42	7,00±1,52	6,90±1,40	7,00±1,53	1,563	0,221	0,248	0,622	5,920	0,021
F4–A2	6,90±1,44	6,80±1,52	6,80±1,44	6,90±1,61	0,007	0,932	0,008	0,928	6,400	0,017
C3–A1	8,00±1,95	7,80±1,96	7,70±1,89	8,00±2,12	0,927	0,344	0,191	0,665	13,552	0,001
C4–A2	7,90±1,95	7,60±1,94	7,80±1,91	7,70±1,97	0,714	0,405	7,945	0,009	6,879	0,014
P3–A1	6,80±1,85	6,40±1,72	6,50±1,72	6,40±1,71	3,539	0,070	4,699	0,039	5,273	0,029
P4–A2	6,70±1,80	6,00±1,62	6,10±1,45	6,00±1,38	3,805	0,061	8,385	0,007	2,937	0,097
O1–A1	7,50±2,44	7,10±2,49	7,20±2,17	7,00±2,34	8,002	0,008	3,218	0,083	0,573	0,455
O2–A2	7,60±2,53	7,40±2,49	7,50±2,33	7,20±2,62	5,444	0,027	3,353	0,077	0,780	0,782
T4–A2	4,40±1,19	4,00±1,04	4,20±1,20	4,00±1,13	2,565	0,120	7,312	0,011	3,293	0,080
ТРО1–A1	6,40±1,60	6,20±2,43	6,10±1,77	6,10±2,10	6,139	0,019	0,171	0,682	0,881	0,356
ТРО2–A2	6,70±2,02	6,30±1,81	6,40±1,82	6,20±2,00	4,251	0,048	5,250	0,029	1,202	0,282

Примечание. Жирным шрифтом выделены значения $p < 0,05$.

отмечена в передних областях правого полушария: лобном F4 ($F(1,29) = 8,591$, $p = 0,007$) и передне-височном отведении T4 ($F(1,29) = 4,857$, $p = 0,036$). В диапазоне бета-ритма взаимодействие факторов оказывало влияние на спектральные характеристики ЭЭГ в симметричных центральных C3 и C4 ($F(1,29) = 13,552$, $p < 0,001$; $F(1,29) = 6,879$, $p = 0,014$) и лобных отведениях F3, F4 ($F(1,29) = 5,920$, $p = 0,021$; $F(1,29) = 6,400$, $p = 0,017$).

Обсуждение результатов

Объединения отведений, получаемые путем факторного анализа ЭЭГ-данных, могут быть использованы для характеристики пространственного распределения глубинных генераторных систем мозга [2]. Такая трактовка результатов факторизации находит своё биофизическое обоснование. Хорошо известно, что головной мозг обладает свойствами объемного проводника, что позволяет внеклеточным токам распространяться практически с равной скоростью во всех направлениях от точки их генерации. Мозговые оболочки, кости черепа и скальп оказывают усредняющее действие на распределение потенциалов, сглаживая пространственные вариации плотности токов и их локальные неоднородности. Вследствие этого скальповые электрические поля, регистрируемые при записи ЭЭГ, имеют значительно более широкую топографию распределения, чем при записи в непосредственной близости от источника. Биоэлектрическая активность, снимаемая от электродов, расположенных на незначительном отдалении друг от друга, чаще всего представляет собой волны общего генезиса [3, 10]. Дополнив картину пространственного распределения генераторных систем результатами анализа частот максимума когерентного взаимодействия, можно дать функциональную характеристику выделенных источников и по совокупности известных свойств (локализация и частотный диапазон ритма) сделать предположение об анатомическом субстрате регистрируемой активности.

Судя по полученным результатам, один из генераторов тета-ритма проецировал свою активность на постцентральные области коры. Максимум когерентного взаимодействия между отведениями, вовлеченными в этот фактор, достигался на уровне 4–5 Гц. Это позволило предположить, что источником тета-осцилляций с подобными характеристиками могла служить септогиппокампальная система, включающая в себя ряд подкорковых анатомических структур, в том числе ядра медиальной перегородки и рога гиппокампа. Роль этих образований в генерации низкочастотного тета-ритма неоднократно показана в работах российских и зарубежных авторов [14, 33, 34].

Вторая генераторная система, чья активность регистрировалась в полосе тета-диапазона, располагалась в передних отделах мозга и объединяла в себя лобные отведения обоих полушарий. При этом максимум когерентного взаимодействия между вовлеченными областями отмечался на уровне 7,5–8 Гц,

формируя альфа-подобные комплексы тета-осцилляций. Важно отметить, что на сегодняшний день нет единого мнения о частотной границе тета- и альфа-диапазонов. Ряд авторов [16, 29] указывают на необходимость рассмотрения семигерцовых колебаний в качестве низкочастотного альфа-ритма, тогда как другие исследователи [24] проводят границу между диапазонами на уровне 8 Гц. В связи с этим стоит обратить особое внимание на результаты факторизации спектральной мощности альфа-ритма (8–13 Гц). Одна из полученных нами группировок имела то же пространственное расположение, что и в тета-диапазоне: в нее были вовлечены фронтальные отведения обоих полушарий. Кроме того, рабочий ритм функционального взаимодействия между этими областями коры регистрировался на уровне нижней границы выделенного альфа-диапазона 8–8,5 Гц. Подобные результаты могут свидетельствовать об искусственности выбранной нами границы тета- и альфа-диапазонов и указывать на необходимость рассмотрения двух выявленных факторов в качестве единой генераторной системы с частотой рабочего ритма 7,5–8,5 Гц. Подобный подход имеет свое нейрофизиологическое обоснование. Современными исследованиями доказано, что основными генераторами альфа-активности являются специфические ядра таламуса, имеющие широкие связи с ретикулярной формацией мозга и корой больших полушарий. В то же время таламическая система находится под постоянным контролем со стороны фронтальной коры, осуществляемым посредством нисходящих фронтоталамических путей. Степень их активации модулирует появление осцилляций в широком частотном диапазоне от 4 до 13 Гц [11]. Более высокая активность фронтальной коры, характерная для состояний бодрствования, функциональная зрелость нейронных связей и самих нервных центров приводят к доминированию ритмов, относимых к альфа-диапазону. Тогда как в детском возрасте или во время сна, когда нисходящая активация относительно слаба, фронтоталамическая система будет работать на частотах тета-ритма [6, 12]. Важно, что альфа- и тета-волны, регистрируемые в этих областях, формируют единый континуум активности, генерируемый одним и тем же механизмом в одних и тех же нейронных образованиях.

Другая группировка отведений, выявленная в результате анализа СМ альфа-диапазона, имела максимум факторной нагрузки в затылочных отделах и включала в себя все постцентральные области коры. Подобные особенности локализации генератора могут свидетельствовать о регистрации окципитальной альфа-активности. Этот тип ЭЭГ-осцилляций, как правило, отчетливо выделяется при записи, а его частотные характеристики оказываются высоковоспроизводимыми в энцефалографических исследованиях. Показано, что у большинства взрослых здоровых индивидуумов частота максимального спектрального пика альфа-ритма в задних отделах головного мозга

в состоянии с закрытыми глазами составляет ($10 \pm 0,5$) Гц, что соответствует картине полученных нами данных [13]. Окципитальный альфа-ритм является наиболее мощной разновидностью целой группы относительно независимых осцилляций, регистрируемых в полосе альфа-диапазона. Источником этой активности являются сенсорно-специфические ядра таламуса, проецирующие свои восходящие нейрональные пути на первичные проекционные зоны коры больших полушарий. В качестве таких генераторов чаще всего называют латеральное и медиальное колленчатое тело, а также заднее вентральное ядро таламуса [24].

Генерирование осцилляций в диапазоне бета-ритма обычно связывают с работой корковых нейронных ансамблей. Сегодня достаточно четко показана тесная взаимосвязь СМ высокочастотных колебаний с метаболической активностью тех областей коры, в которых эти колебания регистрируются [15]. Эффект объемного проведения, значительно влияющий на распространение медленноволновой электрической активности от глубинных генераторных систем, практически не влияет на ритмы, генерируемые корой [3]. В связи с этим в качестве источников бета-осцилляций имеет смысл рассматривать корковые области, лежащие непосредственно под регистрирующими электродами, характеризующимися максимумом факторной нагрузки [24].

Результаты факторизации спектральной мощности бета-ритма позволили выявить две независимые группировки отведений (см. рис. 1В). Максимум факторной нагрузки в первой из них приходился на сенсомоторные области коры (С3, С4), что свидетельствует о регистрации ролландического бета-ритма, частота которого, как правило, не превышает 20 Гц [24, 28]. Источником этих колебаний является моторная кора, то есть области, лежащие перед центральной извилиной, что объясняет преимущественное распространение генераторной активности на лобные, а не на теменные отведения. Вторым источником бета-ритма, по всей видимости, являлись полимодальные ассоциативные области коры больших полушарий, о чем свидетельствует распределение факторных нагрузок в группировке задних отведений.

Таким образом, физиологическая интерпретация предварительных этапов анализа спектральных характеристик ЭЭГ-покоя позволяет в дальнейшем более осмысленно рассматривать изменения, происходящие с исследуемыми параметрами под влиянием когнитивной нагрузки. Дает возможность описать результаты дисперсионного анализа на основании полученных заключений, с пониманием природы регистрируемых ритмов, генераторных структур, которые эти ритмы порождают, и их функциональной роли в исследуемых ситуациях.

Результатами дисперсионного анализа было продемонстрировано, что изменение скорости воспроизведения аудиостимулов, вне зависимости от присутствия или отсутствия мелодического компонента, влияет на активность нейронных ансамблей, формирующих

третичные ассоциативные поля. Анатомически они характеризуются обилием горизонтальных кортико-кортикальных путей, а функциональная роль этих областей заключается в интеграции сенсорной информации передаваемой от «ядерных зон» анализаторов при формировании единого сложного образа поступающего сигнала [7]. Усиление нагрузки на эти отделы коры, выражающееся в падении СМ бета-ритма при ускоренном воспроизведении аудиостимулов, по всей видимости, связано с повышением интенсивности сенсорного потока.

Стоит отметить, что фактор скорости не оказывал выраженного действия на работу первичных проекционных зон. Вероятно, это связано с тем, что корковые отделы анализаторов характеризуются крайней степенью сенсорной специфичности [7]. Любое изменение физических характеристик стимула приводит к перестройке функциональной активности в соответствующих проекционных областях. Это делает невозможным выявление каких-либо общих закономерностей в изменениях показателей БЭА данных зон, связанных с действием фактора скорости вне зависимости от компонентно-структурного состава аудиостимулов. Ассоциативные области, напротив, отличаются своей относительной независимостью от свойств поступающего сигнала. На уровне вторичных и третичных полей усиление или ослабление их активности зависит по большей части только от количества поступающей мультисенсорной информации.

Результатами дисперсионного анализа показано, что наличие мелодического компонента в структурном составе аудиосигнала, вне зависимости от скорости его воспроизведения, оказывало существенное влияние на работу активационной таламической системы. Более низкие значения спектральной мощности альфа-ритма в постцентральных областях коры, регистрируемые при прослушивании мелодий по сравнению с ритмом, свидетельствуют о высокой активности специфических подкорковых ядер таламуса. Функциональная роль этих генераторных структур состоит в контроле за множеством сенсорных потоков, идущих от периферических рецепторов к проекционным зонам коры больших полушарий. Данная система активации, на основании свойств поступающих сенсорных сигналов и под контролем фронтальных отделов коры, запускает работу корковых областей, релевантных по отношению к текущей задаче [13]. Повышение нагрузки на эту систему, наблюдаемое в процессе прослушивания мелодий, вероятно, объясняется большим «разнообразием» свойств воспринимаемого сигнала по сравнению с выделенным ритмом. Восприятие последовательности музыкальных нот различной тональности, сменяющих друг друга с частотой скорости воспроизведения ритмического аудиосигнала, требует постоянной коррекции внутренней репрезентации звукового образа. С точки зрения акустики и в рамках парадигмы импульсно-резонансной природы звука, мелодия представляется в виде циклов затухающих волн различной длитель-

ности, восприятие которых сопряжено с активацией соответствующих структур слухового анализатора [27]. Таким образом, присутствие мелодического компонента в структурном составе аудиостимула задействует более широкий набор нейронных сетей, приводит к активации множества специфических сенсорных ядер, работа которых обеспечивает построение целостного образа воспринимаемой мелодии.

Кроме того, необходимо отметить, что прослушивание мелодий влечет за собой активацию корковых нейронных ансамблей преимущественно правого полушария, с чем связано падение СМ бета-ритма в соответствующих отведениях. Это подчеркивает приоритетную роль правой гемисферы при восприятии мелодического компонента аудионагрузки.

Взаимодействие темпоритмического и мелодического компонентов аудиосигнала, выявленное в результате дисперсионного анализа, показывает неоднозначность влияния музыкальных композиций различного компонентно-структурного состава на одни и те же области коры больших полушарий. Выявлено, что повышенная скорость воспроизведения ритма увеличивает нагрузку на фронтоталамическую систему, а мелодии, напротив, снижает её. Аналогичное влияние прослушиваемые аудиостимулы оказывают и на активность моторной коры. Интересным является тот факт, что мелодия, воспроизводимая со скоростью 160 уд./мин, оказывала наименьшую нагрузку на генераторные системы, а при прослушивании мелодии с замедленной скоростью воспроизведения возрастала активность нейронных ансамблей моторной коры и фронтальных отделов. Учитывая роль фронтоталамической системы в обеспечении избирательной активации корковых зон в процессе когнитивной деятельности [6], можно предположить, что усиление активности этих областей свидетельствует о напряжении системы внимания. Показательно также, что максимальная нагрузка на фронтальную кору была зарегистрирована при прослушивании ритма на скорости 160 уд./мин, который субъективно воспринимался как самый агрессивный.

Отдельно стоит отметить тот факт, что прослушивание мелодии со скоростью воспроизведения 80 уд./мин оказывало влияние, сходное с таковым при восприятии ритма: обнаружена высокая активность фронтоталамической системы и моторной коры. По всей вероятности, аудиостимул, воспроизводимый на достаточно низких скоростях, перестает восприниматься слушателем как цельная музыкальная композиция, характеризующаяся определенным мелодическим составом, и в стратегиях мозговой обработки начинают присутствовать элементы, характерные для восприятия выделенного ритма.

Выводы:

1. Прослушивание аудиостимулов при ускоренном воспроизведении, вне зависимости от присутствия или отсутствия в их составе мелодического компонента, повышает активность заднеассоциативных областей коры больших полушарий.

2. Восприятие мелодий, вне зависимости от скорости их воспроизведения, характеризуется высокой степенью активности таламической активирующей системы, что связано со сложностью и разнообразием физических характеристик мелодического компонента по сравнению с выделенным ритмом.

3. В процессе прослушивания мелодий важную роль в обработке воспринимаемого сигнала играют нейронные структуры правого полушария.

4. При замедленном воспроизведении мелодии в стратегии мозговой обработки музыкальной композиции появляются элементы, характерные для восприятия выделенного ритма.

Список литературы

1. *Алдошина И. А., Приттс Р.* Музыкальная акустика. СПб. : Композитор, 2006. 720 с.
2. *Алпатов А. В., Варнавский А. Н., Зорин Р. А.* Факторный анализ параметров электроэнцефалограмм для оценки функционального состояния человека при моделировании целенаправленной деятельности // Кубанский научный медицинский вестник. 2012. № 4. С. 161–166.
3. *Гнездицкий В. В.* Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография (картирование и локализация источников электрической активности мозга). М. : МЕД-пресс-информ, 2004. 624 с.
4. *Зайцев А. В., Скорик Ю. А.* Математическое описание распределения времени сенсомоторных реакций // Физиология человека. 2002. № 4. С. 123–126.
5. *Кунавин М. А., Соколова Л. В.* Половые особенности пространственно-временной организации биоэлектрической активности мозга в процессе прослушивания relax-музыки // Вестник Северного (Арктического) федерального университета. Серия «Естественные науки». № 3. 2013. С. 67–75.
6. *Курганский А. В., Мачинская Р. И.* Фронтальные билатерально-синхронные тета-волны на ЭЭГ детей 7–8 лет с трудностями обучения: качественный и количественный анализ // Физиология человека. 2012. Т. 38, № 3. С. 37–47.
7. *Лурия А. Р.* Высшие корковые функции и их нарушения при локальных поражениях мозга. М. : Изд-во МГУ, 1962. 426 с.
8. *Наследов А. Д.* Математические методы психологического исследования. Анализ и интерпретация данных. СПб. : Речь, 2007. 392 с.
9. *Павлыгина Р. А., Давыдов В. И., Сулимов А. В., Любимова Ю. В.* Анализ когерентности ЭЭГ при прослушивании музыки // Журнал высшей нервной деятельности. 2003. Т. 53. № 4. С. 402–409.
10. *Пащенко А. В., Гудков А. Б., Волосевич А. И.* Реакция срединных структур головного мозга на локальное охлаждение по данным ЭЭГ // Экология человека. 2001. № 4. С. 43–45.
11. *Сахаров Д. С.* Межполушарная асимметрия в ЭЭГ при прослушивании классической и рок-музыки разной мощности // Актуальные вопросы функциональной межполушарной асимметрии. М. : ГУ НИИ мозга РАМН, 2001. С. 91–95.
12. *Яковенко Е. А., Никишена И. С., Пономарев В. А., Кропотов Ю. Д.* Зависимость вызванной синхронизации ЭЭГ в тета-диапазоне от степени нарушения внимания в группе детей с СДВГ в GO/NOGO-тесте // Экология человека. 2010. № 11. С. 9–12.
13. *Bazanova O. M.* Age related alpha activity change differs

for males and females and for low and high alpha frequency EEG pattern // *Revista Espanola de Neuropsicologia*. 2008. Vol. 10, N 1. P. 82–83.

14. *Buzsaki G.* Theta oscillations in the hippocampus // *Neuron*. 2002. Vol. 33. P. 325–340.

15. *Cook I. A., O'Hara R., Uijtdehaage S. H., Mandelkern M. et al.* Assessing the accuracy of topographic EEG mapping for determining local brain function // *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1998. Vol. 107, N 6. P. 408–414.

16. *Everhart D. E., Demaree H. A.* Low alpha power (7.5-9.5 Hz) changes during positive and negative affective learning // *Cognitive, affective, and behavioral neuroscience*. 2003. Vol. 33, N 1. P. 39–45.

17. *Fedorenko E., Patel A., Casasanta D., Winawer J. et al.* Structural integration in language and music: evidence for shared system // *Memory and Cognition*. 2009. Vol. 37, N 1. P. 1–9.

18. *Hebert S., Cuddy L. L.* Detection of metric structure in auditory figural patterns // *Perception and Psychophysics*. 2002. Vol. 64, N 6. P. 909–918.

19. *Hughes S. W., Lorincz M., Cope D. W., Blethyn K. L. et al.* Synchronized oscillations at alpha and theta frequencies in the lateral geniculate nucleus // *Neuron*. 2004. Vol. 42, N 2. P. 253–268.

20. *Jausovec N., Habe K.* The “Mozart effect”: an electroencephalographic analysis employing the methods of induced event-related desynchronization/synchronization and event-related coherence // *Brain topography*. 2003. Vol. 16, N 2. P. 73–84.

21. *Jones M. R.* Dynamic pattern structure in music: recent theory and research // *Perception and Psychophysics*. 1987. Vol. 41, N 6. P. 621–634.

22. *Jones M. R., Fay R. R., Popper A. N.* Music perception // *Springer Handbook of Auditory Research*. 2010. Vol. 36. P. 1–12.

23. *Koshelman H. J.* Testing treatment effect in repeat measures design: an update for psychophysiological research // *Psychophysiology*. 1998. Vol. 35. P. 470–478.

24. *Kropotov J. D.* Quantative EEG, event-related potentials and neurotherapy. St. Petersburg : Academic Press, 2009. 620 p.

25. *Large E. W., Fink P., Kelso S. J.* Tracking simple and complex sequences // *Psychological Research*. 2002. Vol. 66, N 1. P. 3–17.

26. *McIntyre M. E., Schumacher R. T., Woodhouse J.* On the oscillations of musical instruments // *The journal of acoustical society of America*. 1983. Vol. 74. P. 1325–1345.

27. *Patterson R. D., Allerhand M. H., Giguere C.* Time-domain modeling of peripheral auditory processing: a modular architecture and a software platform // *The journal of acoustical society of America*. 1995. Vol. 98. P. 1890–1894.

28. *Pfurtscheller G., Stancak Jr. A., Neuper Ch.* Event-related synchronization (ERS) in the alpha band - an electrophysiological correlate of cortical idling: a review // *International journal of psychophysiology*. 1996. Vol. 24. P. 39–46.

29. *Radionov A. R.* Brain mechanisms of imagination in solving creative verbal tasks // *Human Physiology*. 2013. Vol. 39, N 3. P. 256–264.

30. *Roberts L. E., Bosnyak D. J., Shahin A., Trainor L. J.* Neuroplastic adaptations of the auditory system in musicians and nonmusicians // *Plasticity and signal representation in auditory system*. 2005. P. 387–394.

31. *Schmuckler M. A., Boltz, M. G.* Harmonic and

rhythmic influences on musical expectancy // *Perception and Psychophysics*. 1994. Vol. 56, N 3. P. 313–325.

32. *van Dinther R., Patterson R. D.* Perception of acoustic scale and size in musical instrument sounds // *The journal of acoustical society of America*. 2006. Vol. 120. P. 2158–2176.

33. *Vertes R. P., Kocsis B.* Brainstem-diencephalo-septohippocampal system controlling the theta rhythm of hippocampus // *Neuroscience*. 1997. Vol. 81. P. 893–926.

34. *Vinogradova O. S.* Expression, control and probable functional significance of the neuronal theta-rhythm // *Progress in neurobiology*. 1995. Vol. 45. P. 523–583.

References

1. *Aldoshina I. A., Pritts R.* *Muzykal'naya akustika* [Musical acoustics]. Saint Petersburg, 2006, 720 p.

2. *Alpatov A. V., Varnavskiy A. N., Zorin R. A.* Factor analysis of electroencephalogram parameters for evaluation of human functional state in modeling of purposeful activity. *Kubanskiy nauchnyy meditsinskiy vestnik* [Kuban Research Medical Bulletin]. 2012, 4, pp. 161-166. [in Russian]

3. *Gnezdititskiy V. V.* *Obratnaya zadacha EEG i klinicheskaya elektroentsefalografiya (kartirovaniye i lokalizatsiya istochnikov elektricheskoy aktivnosti mozga)* [EEG inverse problem and clinical electroencephalography (mapping and localization of sources of brain electrical activity)]. Moscow, 2004, 624 p.

4. *Zaytsev A. V., Skorik Yu. A.* Mathematical description of sensorimotor reaction time distribution. *Fiziologiya cheloveka* [Human Physiology]. 2002, 4, pp. 123-126. [in Russian]

5. *Kunavin M. A., Sokolova L. V.* Sexual peculiarities of spatio-temporal organization of brain bioelectrical activity in listening to relaxing music. *Vestnik Severnogo (Arkticheskogo) federalnogo universiteta. Seriya estestvennyye nauki* [Vestnik of Northern (Arctic) Federal University. Series Natural Sciences]. 2013, 3, pp. 67-75. [in Russian]

6. *Kurganskiy A. V., Machinskaya R. I.* Bilateral frontal theta-waves in EEG of 7-8-year-old children with learning difficulties: qualitative and quantitative analysis. *Fiziologiya cheloveka* [Human Physiology]. 2012, 3(38), pp. 37-47. [in Russian]

7. *Luriya A.R.* *Vysshie korkovye funktsii i ikh narusheniya pri lokal'nykh porazheniyakh mozga* [Higher cortical functions and their disorders in brain local lesions]. Moscow, MSU Publ., 1962, 426 p.

8. *Nasledov A. D.* *Matematicheskie metody psikhologicheskogo issledovaniya. Analiz i interpretatsiya dannykh* [Mathematical methods of psychological research. Data analysis and interpretation]. Saint Petersburg, Rech Publ., 2007, 392 p.

9. *Pavlygina R. A., Davydov V. I., Sulimov A. V., Lyubimova Yu. V.* Analysis of EEG coherence in listening to music. *Zhurnal vysshey nervnoy deyatel'nosti* [Journal of Higher Nervous Activity]. 2003, 4(53), pp. 402-409. [in Russian]

10. *Pashhenko A. V., Gudkov A. B., Volosevich A. I.* The reaction of midline structures of the brain to local cooling on EEG. *Ekologiya cheloveka* [Human Ecology]. 200, 4, pp.43-45. [in Russian]

11. *Sakharov D. S.* Mezhpolutsharnaya asimmetriya v EEG pri proslushivaniy klassicheskoy i rok-muzyki raznoi moshchnosti [Interhemispheric asymmetry of EEG in listening to classical and rock music with different power]. In: *Aktual'nye voprosy funktsional'noy mezhpolutsharnoy asimmetrii* [Urgent issues of functional interhemispheric asymmetry]. Moscow, GU NII mozga RAMN, 2001, pp. 91-95.

12. *Yakovenko E. A., Nikishena I. S., Ponomarev V. A.,*

- Kropotov Yu. D. Correlation between EEG event-related synchronization in teta band and degree of attention disorder in children with ADHD in test Go/NoGo. *Ekologiya cheloveka* [Human Ecology]. 2010, 11, pp. 9-12. [in Russian]
13. Bazanova O. M. Age related alpha activity change differs for males and females and for low and high alpha frequency EEG pattetn. *Revista Espanola de Neuropsicologia*. 2008, 1(10), pp. 82-83.
14. Buzsaki G. Theta oscillations in the hippocampus. *Neuron*. 2002, 33, pp. 325-340.
15. Cook I. A., O'Hara R., Uijtdehaage S. H., Mandelkern M. [et al.] Assessing the accuracy of topographic EEG mapping for determining local brain function. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1998, 6(107), pp. 408-414.
16. Everhart D. E., Demaree H. A. Low alpha power (7,5-9,5 Hz) changes during positive and negative affective learning. *Cognitive, affective, and behavioral neuroscience*. 2003, 1(33), pp. 39-45.
17. Fedorenko E., Patel A., Casasanta D., Winawer J. [et al.] Structural integration in language and music: evidence for shared system. *Memory and Cognition*. 2009, 1(37), pp. 1-9.
18. Hebert S., Cuddy L. L. Detection of metric structure in auditory figural patterns. *Perception and Psychophysics*. 2002, 6(64), pp. 909-918.
19. Hughes S. W., Lorincz M., Cope D. W., Blethyn K. L. [et al.] Synchronized oscillations at alpha and theta frequencies in the lateral geniculate nucleus. *Neuron*. 2004, 2(42), pp. 253-268.
20. Jausovec N., Habe K. The "Mozart effect": an electroencephalographic analysis employing the methods of induced event-related desynchronization/synchronization and event-related coherence. *Brain topography*. 2003, 2(16), pp. 73-84.
21. Jones M. R. Dynamic pattern structure in music: recent theory and research. *Perception and Psychophysics*. 1987, 6(41), pp. 621-634.
22. Jones M. R., Fay R. R., Popper A. N. Music perception. *Springer Handbook of Auditory Research*. 2010, 36, pp. 1-12.
23. Koshelman H. J. Testing treatment effect in repeat measures design: an update for psychophysiological research. *Psychophysiology*. 1998, 35, pp. 470-478.
24. Kropotov J. D. Quantative EEG, event-related potentials and neurotherapy. St. Petersburg, Academic Press, 2009, 620 p.
25. Large E. W., Fink P., Kelso S. J. Tracking simple and complex sequences. *Psychological Research*. 2002, 1(66), pp. 3-17.
26. McIntyre M. E., Schumacher R. T., Woodhouse J. On the oscillations of musical instruments. *The journal of acoustical society of America*. 1983, 74, pp. 1325-1345.
27. Patterson R. D., Allerhand M. H., Giguere C. Time-domain modeling of peripheral auditory processing: a modular architecture and a software platform. *The journal of acoustical society of America*. 1995, 98, pp. 1890-1894.
28. Pfurtscheller G., Stancak Jr. A., Neuper Ch. Event-related synchronization (ERS) in the alpha band – an electrophysiological correlate of cortical idling: a review. *International journal of psychophysiology*. 1996, 24, pp. 39-46.
29. Radionov A. R. Brain mechanisms of imagination in solving creative verbal tasks. *Human Physiology*. 2013, 3(39), pp. 256-264.
30. Roberts L. E., Bosnyak D. J., Shahin A., Trainor L. J. Neuroplastic adaptations of the auditory system in musicians and nonmusicians. *Plasticity and signal representation in auditory system*. 2005, pp. 387-394.
31. Schmuckler M. A., Boltz., M. G. Harmonic and rhythmic influences on musical expectancy. *Perception and Psychophysics*. 1994, 3(56), pp. 313-325.
32. van Dinther R., Patterson R.D. Perception of acoustic scale and size in musical instrument sounds. *The journal of acoustical society of America*. 2006, 120, pp. 2158-2176.
33. Vertes R. P., Kocsis B. Brainstem-diencephalo-septohippocampal system controlling the theta rhythm of hippocampus. *Neuroscience*. 1997, 81, pp. 893-926.
34. Vinogradova O. S. Expression, control and probable functional significance of the neuronal theta-rhythm. *Progress in neurobiology*. 1995, 45, pp. 523-583.

SPECTRAL CHARACTERISTICS OF BIOELECTRICAL BRAIN ACTIVITY OF STUDENTS IN LISTENING TO AUDIO-STIMULI OF DIFFERENT COMPONENT-STRUCTURAL COMPOSITION

M. A. Kunavin, L. V. Sokolova

Northern (Arctic) Federal University named after M. V. Lomonosov, Arkhangelsk, Russia

There have been studied changes of spectral characteristics of student's EEG in listening to audio-stimuli notable for presence of a melody and playback speed. Spectral power of theta, alpha and beta EEG-rhythms of 30 students (males and females) has been analyzed using the multifactor dispersion analysis of repeat measurements (RM MANOVA). It has been shown that high speed of playback of audio-stimuli enhanced activity of posterior associative cortex areas. Perception of the melody was characterized by a high degree of activity of the specific thalamic system and the right hemisphere neuronal structures. During perception of the melody with low playback speed in the strategy of brain processing of music, there appeared elements specific to perception of isolated rhythms.

Keywords: electroencephalography, spectral analysis, melody, music

Контактная информация:

Сokolova Людмила Владимировна – доктор биологических наук, профессор кафедры физиологии и морфологии человека ФГАОУ ВПО «Северный (Арктический) федеральный университет имени М. В. Ломоносова» Министерства образования и науки Российской Федерации

Адрес: Архангельск, Наб. Северной Двины, д. 17

Тел. (8182) 21-89-39

E-mail: sluida@yandex.ru