

ISSN 0131-1646

Том 49, Номер 5

Сентябрь - Октябрь 2023



ФИЗИОЛОГИЯ ЧЕЛОВЕКА

www.sciencejournals.ru



СОДЕРЖАНИЕ

Том 49, номер 5, 2023

Сентябрь—Октябрь

Статьи журнала по соглашению авторов с компанией Pleiades Publishing, Inc.
публикуются на английском языке в журнале "Human Physiology" ISSN 0362-1197, Pleiades Publishing, Inc.

Функциональная коннективность ЭЭГ при движении: опыт применения графового анализа

*К. Д. Вигасина, Е. В. Шарова, В. А. Бордюг, Е. Л. Машеров, Г. Н. Болдырева,
А. С. Смирнов, П. М. Готовцев*

5

Эффективность ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляции увеличивается при оптимизации параметров предшествующего резонансного сканирования

А. И. Федотчев, С. А. Полевая, С. Б. Парин

17

Функциональное состояние мозговых систем эмоционально-мотивационной регуляции и склонность к риску у подростков

Д. И. Ломакин

25

Соотношения психологических и ЭЭГ-показателей у больных депрессией, перенесших COVID-19

А. Ф. Изнак, Е. В. Изнак, Е. В. Дамянович, В. М. Адамова, И. В. Олейчик

36

Связь нейронных осцилляций субталамического ядра в бета-диапазоне с клиническими симптомами болезни Паркинсона

*К. Э. Сайфулина, В. И. Филюшкина, А. А. Гамалея, А. А. Томский,
А. С. Седов, Е. М. Белова*

43

Влияние маскера на локализацию движущегося сигнала в горизонтальной плоскости

М. Ю. Агаева, Н. И. Никитин

53

Влияние физических нагрузок на когнитивные функции и биоэлектрическую активность головного мозга у спортсменов различных специализаций

Н. А. Овчинникова, Е. В. Медведева, Г. С. Ежова, С. Г. Кривошеков, Л. В. Капилевич

61

Влияние баланс-тренировки на регуляцию постурального равновесия физически активных девушек

А. А. Мельников, П. А. Смирнова, А. М. Федоров, М. В. Малахов

74

Динамика TP , HF -, LF - и VLF -волн кардиоинтервалограммы (в условиях клиностаза) элитного лыжника-гонщика в подготовительном, соревновательном и переходном периодах в зависимости от объема и интенсивности тренировочных нагрузок

*Д. А. Катаев, В. И. Циркин, Н. С. Завалин, М. А. Морозова,
А. Н. Трухин, С. И. Трухина*

87

Энерготраты в покое и при нагрузке субмаксимальной мощности: новые подходы к оценке физической работоспособности лыжников-гонщиков

Е. А. Бушманова, А. Ю. Людина

101

Типологические варианты спонтанной двигательной активности, морфофункционального статуса и вегетативного гомеостаза новорожденных в позднем неонатальном периоде

Е. А. Томилова, В. В. Колпаков, Т. В. Беспалова, С. Н. Гордийчук

110

Исследование восприятия объемных геометрических фигур из вращательного движения их двухмерного изображения у детей с офтальмопатологией

С. И. Рычкова, Р. И. Сандимиров

120

ОБЗОРЫ

Система гемостаза у пассажиров и пилотов воздушных судов

Д. С. Кузичкин, К. В. Бетиц

130

CONTENTS

Vol. 49, No. 5, 2023

September–October

A simultaneous English language translation of this journal is available from Pleiades Publishing, Inc.

Distributed worldwide by Springer. *Human Physiology* ISSN 0362-1197.

EEG Functional Connectivity in Motor Task: Experience
of Application of Graph Analysis

*K. D. Vigasina, E. V. Sharova, V. A. Bordiug, E. L. Masherov, G. N. Boldyreva,
A. S. Smirnov, P. M. Gotovtsev*

5

Efficiency of EEG-Guided Adaptive Neurostimulation Increases with the Optimization
of the Parameters of Preliminary Resonant Scanning

A. I. Fedotchev, S. A. Polevaya, S. B. Parin

17

The Functional State of Emotion-Motivational Brain Regulatory Systems
and Risk-Taking Propensity in Adolescents

D. I. Lomakin

25

Relationships of Psychological and EEG Parameters in Depressive Patients Recovered
from COVID-19

A. F. Iznak, E. V. Iznak, E. V. Damyanovich, V. M. Adamova, I. V. Oleichik

36

Relation of Neural Beta-Oscillations of the Subthalamic Nucleus to Clinical Symptoms
of Parkinson's Disease

*K. E. Sayfulina, V. I. Filyushkina, A. A. Gamaleya, A. A. Tomskiy,
A. S. Sedov, E. M. Belova*

43

The Influence of the Masker on the Localization of the Moving Signal
in the Horizontal Plane

M. Yu. Agaeva, N. I. Nikitin

53

Influence of Physical Loads on Cognitive Functions and Bioelectric Activity
of the Brain in Athletes of Various Specializations

*N. A. Ovchinnikova, E. V. Medvedeva, G. S. Ezhova,
S. G. Krivoshchekov, L. V. Kapilevich*

61

The Influence of Balance Training on Regulation of Postural Balance
in Physically Active Girls

A. A. Melnikov, P. A. Smirnova, A. M. Fedorov, M. V. Malahov

74

Dynamics of TP, HF-, LF- and VLF- Waves of the Cardiointervalogram
(in Clinostasis Conditions) of an Elite Ski Racer in the Preparatory, Competitive
and Transitional Periods, Depending on the Volume and Intensity
of Training Loads

*D. A. Kataev, V. I. Tsirkin, N. S. Zavalin, M. A. Morozova,
A. N. Trukhin, S. I. Trukhina*

87

Rest Energy Expenditure and Energy Expenditure During Submaximal Exercise:
New Approach to Assessment of Performance in Skiers

E. A. Bushmanova, A. Yu. Lyudinina

101

Typological Variants of Spontaneous Physical Activities, Morph Functional Status
and Vegetative Homeostasis for Newborns in Late Neonatal Period

E. A. Tomilova, V. V. Kolpakov, T. V. Bepalova, S. N. Gordiychuk

110

Investigation of the Perception of Three-Dimensional Geometric Figures
from the Rotational Movement of Their Two-Dimensional Image in Children
with Ophthalmopathology

S. I. Rychkova, R. I. Sandimirov

120

REVIEW

Hemostasis System in Airline Passengers and Pilots

D. S. Kuzichkin, K. V. Betts

130

УДК 612.821

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КОННЕКТИВНОСТЬ ЭЭГ ПРИ ДВИЖЕНИИ: ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ ГРАФОВОГО АНАЛИЗА

© 2023 г. К. Д. Вигасина^{1, *}, Е. В. Шарова¹, В. А. Бордюг^{2, 3}, Е. Л. Машеров⁴,
Г. Н. Болдырева¹, А. С. Смирнов⁴, П. М. Готовцев^{2, 3}

¹ФГБУН Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, Москва, Россия

²НИЦ “Курчатовский институт”, Москва, Россия

³Московский физико-технический институт, Москва, Россия

⁴ФГАУ “НМИЦ нейрохирургии имени академика Н.Н. Бурденко” МЗ РФ, Москва, Россия

*E-mail: kristina.vigasina@yandex.ru

Поступила в редакцию 15.09.2022 г.

После доработки 23.03.2023 г.

Принята к публикации 07.04.2023 г.

Целью данной работы является применение графового анализа ЭЭГ для изучения особенностей сетевой организации мозга при выполнении произвольного движения: сжимания/разжимания пальцев правой руки в кулак. При данном подходе мозг рассматривается как единая сеть (граф), в которой узлами являются отдельные отведения, а ребрами — показатели когерентности ЭЭГ, что позволяет изучать процессы сегрегации (разделения сети на кластеры) и интеграции (объединения сети), а также выявлять наиболее высокоактивные узлы в сети, через которые проходят наибольшие объемы информации. В работе было показано, что движение правой руки связано с глобальными и локальными нейросетевыми перестройками — увеличением эффективности передачи информации для мозга в целом и для левого полушария в отдельности, образованием локальных кластеров в сенсомоторных корковых областях, а также в ряде неспецифических для движения регионов, связанных, предположительно, с активацией системы управляющих функций.

Ключевые слова: произвольное движение, ЭЭГ, коннективность, графовый анализ, моторная задача.

DOI: 10.31857/S0131164622600719, **EDN:** XRODIW

К числу важных направлений в изучении системных механизмов работы мозга человека относится анализ функциональных церебральных перестроек при выполнении разного рода деятельности, включая двигательную активность. Последнее, помимо самостоятельного интереса, направленного на уточнение структурно-функционального обеспечения движений здорового человека, имеет важное значение для понимания механизмов компенсации моторных нарушений при церебральной патологии. При том, что в последние годы значительный вклад в изучение функциональной нейроанатомии нормального и патологического движения вносят методы нейровизуализации, в частности, функциональная магнитно-резонансная томография (фМРТ) [1–3], сохраняя свою актуальность нейрофизиологические исследования двигательной активности методами электрофизиологии [4–7].

Значительное внимание в этих исследованиях уделяется поиску ЭЭГ-маркеров моторного компонента двигательного акта. К их числу относят десинхронизацию (уменьшение спектральной

мощности) сенсомоторного ритма на частоте 8–12 Гц [8], изменение β -ритма [9], активацию источников μ -ритма ЭЭГ, выявляемую на основе метода независимых компонент [10, 11] в корковом представительстве двигательного анализатора.

Наряду с этим, на основе ЭЭГ-фМРТ-сопоставлений, проводимых на протяжении длительного времени участниками авторского коллектива при разных видах двигательной активности (самостоятельное, пассивное и воображаемое движение) в норме и при органической церебральной патологии [12–15], было установлено, что у здоровых людей при сжимании пальцев руки в кулак (в активной и пассивной двигательной пробе) происходит увеличение (относительно фона) когерентности высокочастотного “рабочего” α_3 -ритма ЭЭГ (10.5–12.5 Гц) в зоне основного коркового фМРТ-ответа (моторная кора контралатерального движению полушария). Определенная вариативность электрофизиологических данных указывает на недостаточность информации о характере локальных биоэлектрических процессов в сенсомоторной коре. Кроме того, отсутствуют

четкие представления о более общих перестройках системной активности мозга при реализации двигательного акта, включающего, наряду с моторным, и другие компоненты: произвольный, общеактивационный, ощущения пространственного поля [16] и др.

В последние годы активно развивается метод графового анализа (ГА) данных ЭЭГ [17–22]. Этот метод позволяет рассматривать мозг как единую сеть, что дает возможность изучать как более локальные процессы сегрегации (разделения сети на модули (кластеры)), так и интеграции (объединения сети); выявлять высокоактивные узлы в сети, через которые проходят наибольшие объемы информации. При этом в качестве вершин сети (графа) могут выступать анатомические церебральные образования либо электроды ЭЭГ, а ребра соответствуют выявленным между ними связям — показателям функциональной коннективности, таким как когерентность, коэффициент корреляции Пирсона, вейвлет-синхронность и иным, распространенным в электроэнцефалографии. Более подробно методы ГА и результаты исследований в данной области рассматриваются в недавно опубликованной обзорной статье нашего коллектива [23].

Известен ряд работ по применению ГА ЭЭГ в моторных задачах по движению/воображению движения руки. Как правило, в них рассматриваются различные классификаторы с использованием графовых метрик — преимущественно в рамках разработки интерфейса мозг-компьютер [24, 25]. Однако применение теории графов к данным когерентного анализа ЭЭГ при движении имеет самостоятельный интерес, поскольку позволяет получать достаточно полную и объективную информацию как о локальных (на уровне отдельных узлов), так и о глобальных (на уровне мозга в целом) нейросетевых изменениях. Различные варианты ГА используются для анализа сетей функциональной коннективности в норме и при патологии в исследованиях внимания и речи, эпилепсии, нейродегенеративных заболеваний [17–23, 26–29]. При этом выбор алгоритма ГА и показателей, информативных для исследования двигательной активности в норме, является отдельной и самостоятельной задачей. Можно полагать, что сведения о нейросетевой организации мозга в норме, полученные посредством ГА, могут существенно дополнить когерентный анализ ЭЭГ, давно вошедший в научную и клиническую практику [30–34].

Цель работы — изучить возможности ГА ЭЭГ в исследовании локальных и системных нейросетевых изменений при выполнении простого произвольного двигательного акта здоровым человеком.

МЕТОДИКА

В эксперименте участвовали 8 здоровых испытуемых-добровольцев правойшей (7 мужчин, 1 женщина) в возрасте 21–39 лет, у которых, по данным предварительного эксперимента, наблюдался наиболее выраженный локальный фМРТ-ответ при выполнении двигательной пробы: самостоятельного сжимания–разжимания в кулак пальцев правой руки.

ЭЭГ регистрировали на 18-канальном электроэнцефалографе *Nihon Khoden* (Япония) с полосой пропускания 0.3–35 Гц, по международной схеме 10–20%, монополярно (относительно ушных референтных электродов), при закрытых глазах, в двух условиях: состояние покоя (фон, 1.5 мин) и во время самостоятельного сжимания–разжимания пальцев правой руки в кулак (движение, 1.5 мин). Запись ЭЭГ проводили по 18 каналам: O_2 , O_1 , P_4 , P_3 , C_4 , C_3 , F_4 , F_3 , Fp_2 , Fp_1 , T_6 , T_5 , T_4 , T_3 , F_8 , F_7 , Pz , Cz — с последующим удалением артефактов на специализированном программно-вычислительном комплексе Нейрокартограф (МБН, Россия).

фМРТ-исследование выполняли в один день с ЭЭГ на магнитно-резонансном томографе *GE Healthcare* (США), 3Т. Гемодинамические сигналы записывали по блоковой парадигме, состоящей из подготовительного интервала (12 с) и функциональной серии (5 мин): пятикратного чередования периодов покоя (30 с) и выполнения движения (30 с). Данные фМРТ (+*BOLD*-сигнал) были обработаны с помощью программы *SPM8* в среде *Matlab 7.0*. Коррекцию двигательных артефактов выполняли по стандарту *generalized linear model (GLM)*. В каждом исследовании оценивали увеличение локального кровенаполнения мозговой ткани (+*BOLD*-эффект) при нагрузке по сравнению с фоном в коре и подкорковых образованиях [1, 12].

Алгоритм ГА ЭЭГ включал следующие этапы: подготовка данных ЭЭГ, формирование матриц функциональных связей биопотенциалов для всех зарегистрированных отведений друг с другом, расчет показателей ГА ЭЭГ, статистический анализ данных. Графовый анализ данных выполняли в программе *Brain Connectivity toolbox (Matlab R2020a)*, дополненной собственными скриптами; визуализация данных — в программе *BrainNet Viewer (Matlab R2020a)*. Статистическую обработку проводили в программе *Statistica 10*.

Конкретная реализация алгоритма ГА состояла в следующем. В частотном диапазоне ЭЭГ α_3 -ритма (10.5–12.5 Гц) был проведен когерентный анализ и построены индивидуальные взвешенные графы когерентности (КогЭЭГ) для состояний покоя и выполнения движения. Эффективность когерентного анализа в данном частотном диапазоне для двигательных задач разной сложности в норме обоснована результатами предыду-

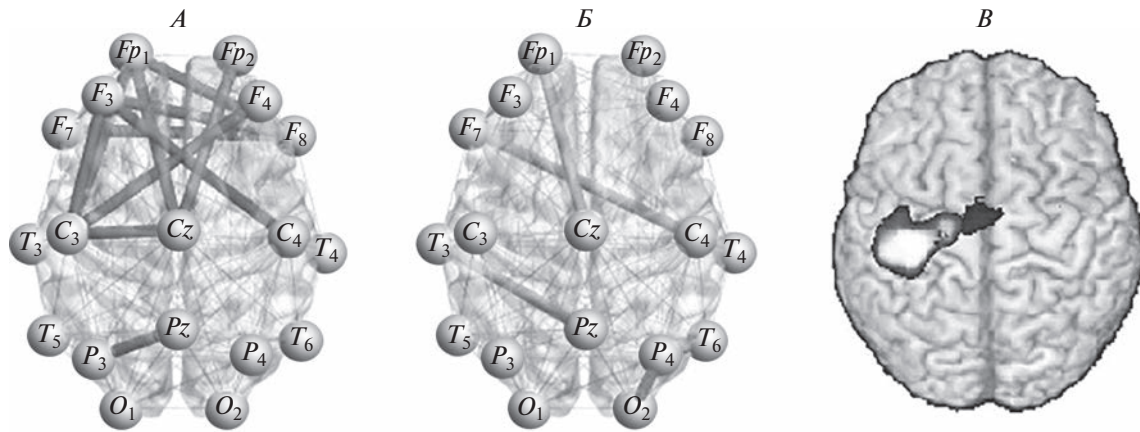


Рис. 1. Изменение когерентности ЭЭГ при движении правой рукой по сравнению с фоном по группе здоровых испытуемых ($n = 8$) и типичный индивидуальный двигательный фМРТ-ответ (исп. Г-н). *А* – α_3 -диапазон. *Б* – интегральный диапазон. *В* – индивидуальный фМРТ-ответ для испытуемого Г-н. Толщиной линий выделены статистически значимые различия ($p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок: темные линии (*А*) – рост когерентности при движении, светлые линии (*Б*) – снижение когерентности при движении.

ших исследований [12]; использование показателей когерентности ЭЭГ по узким частотным диапазонам как базисного параметра ГА рассматривается широким кругом исследователей в качестве корректного методического подхода [23, 35–37]. Наряду с этим, когерентный анализ был проведен для интегрального диапазона (0.5–20 Гц), отмеченного в ряде публикаций в качестве информативного для оценки системной деятельности мозга [38, 39].

Для формирования матриц смежности (весовых матриц) в качестве узлов графа были выбраны позиции электродов, в качестве ребер – показатели когерентности (абсолютный порог – 0.3). Выбор порога обоснован результатами предшествующих исследований в группах нормы и церебральной патологии [30, 39, 40].

Вычисляли локальные характеристики для отдельных узлов (базовые характеристики для поиска высокоактивных узлов, метрики сегрегации сети), а также ряд глобальных характеристик (метрики интеграции, глобальный коэффициент кластеризации, показатель “малого мира”) для мозга в целом (по всем отведениям) и отдельно для отведений левого и правого полушария (табл. 1). Выбор показателей осуществляли на основе анализа данных литературы [41, 42].

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ КогЭЭГ в α_3 (10.5–12.5 Гц)-диапазоне (рис. 1, *А*) при движении по сравнению с фоном по группе здоровых испытуемых позволил выявить ряд корковых областей с избирательно усиленными функциональными связями, объединяющими центральные, фронтальные и теменные

области внутрислоушарными и межполушарными связями, либо с множественными связями в пределах одного (преимущественно левого) полушария. Статистический анализ показал значимое повышение указанных когерентностей при движении ($p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок).

Описанные изменения КогЭЭГ α_3 соответствуют по топографии зоне основного коркового фМРТ-ответа в сенсомоторной коре контралатерального движению полушария каждого исследованного испытуемого (рис. 1, *В*). Кроме того, усиление коннективности в α_3 -диапазоне затрагивает фронтальные и теменные области. Предположительно, перестройки связей ЭЭГ, наблюдаемые в узком частотном диапазоне, могут отражать активность локальных нейронных сетей.

Анализ КогЭЭГ в интегральном (0.5–20 Гц) диапазоне (рис. 1, *Б*) при движении по сравнению с фоном по группе испытуемых выявил менее специфичные изменения, не связанные с активностью левой сенсомоторной коры. Причем, в отличие от α_3 -диапазона, наблюдалось не усиление, а ослабление ряда связей при движении ($p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок). Это касается протяженных диагональных и межполушарных связей, объединяющих центральные и фронтальные области коры обоих полушарий, а также отдельных теменно-височных и теменно-затылочных связей.

Результаты первого этапа исследования КогЭЭГ в фоне и при правостороннем движении соответствуют данным, полученным на более крупных выборках здоровых испытуемых, касающимся: 1) пространственной организации когерентных связей ЭЭГ в норме – с преобладанием

Таблица 1. Метрики графового анализа, используемые в работе

I. Локальные характеристики (рассчитываются для отдельных узлов)	
Базовые характеристики для поиска высокоактивных узлов	
Степень узла <i>Node degree</i>	Число связей узла с другими узлами, равно числу соседей узла. Высокие значения показателя означают, что узел является хабом — активным узлом с большим числом связей
Сила узла <i>Node strength</i>	Сумма весов ребер графа (аналог степени узла для взвешенных сетей, учитывающий значения показателей когерентности для соседей узла). Высокие значения показателя означают, что узел является хабом — активным узлом с большим числом связей
Метрики сегрегации (разделения сети на кластеры)	
Локальная эффективность <i>Local efficiency</i>	Величина, обратная среднему кратчайшему пути для всех соседей данного узла. Высокие значения показателя означают повышение эффективности передачи информации в окрестностях данного узла
Локальный коэффициент кластеризации <i>Local clustering coefficient</i>	Отношение числа существующих связей между соседями узла к возможному числу связей между соседями. Высокие значения показателя означают, что соседи данного узла связаны между собой большим числом связей, т.е. образуют кластер
II. Глобальные характеристики (рассчитываются для всей сети)	
Глобальный коэффициент кластеризации <i>Global clustering coefficient</i>	Показатель характеризует тенденцию к образованию групп взаимосвязанных узлов в связи с функциональной специализацией областей мозга. Большой коэффициент кластеризации отражает большую сегрегацию, т.е. формирование кластеров в нейросети; низкий — что связи в графе относительно равномерно распределены среди всех узлов
Показатель “малого мира” <i>Smallworldness</i>	Отношение метрик заданного графа (глобального коэффициента кластеризации, средней длины пути) к метрикам случайного графа со сходным распределением вершин. Значения данного показателя выше 1 означают, что граф обладает структурой “малого мира”, признанной оптимальной организационной архитектурой благодаря оптимальному балансу между процессами сегрегации и интеграции [43]
Метрики интеграции (объединения сети)	
Характеристическая длина пути <i>Characteristic path length</i>	Средняя кратчайшая длина пути для всех пар узлов в сети. Низкие значения показателя означают повышение эффективности передачи информации в сети
Глобальная эффективность <i>Global efficiency</i>	Величина, обратная средней кратчайшей длине пути для всех пар узлов в сети. Высокие значения показателя означают повышение эффективности передачи информации в сети

их значений у правшей в фоне слева [44], а также 2) локальным изменениям КогЭЭГ α_3 -диапазона в сенсомоторной коре контралатерального движения полушария [1, 11, 12, 32].

Анализ локальных характеристик ГА КогЭЭГ (рис. 2, табл. 2) также проводился в α_3 (10.5–12.5 Гц)- и в интегральном (0.5–20 Гц) диапазонах. Для построения графа в качестве узлов были выбраны позиции электродов, а в качестве ребер —

показатели когерентности. Локальные характеристики ГА КогЭЭГ (локальный коэффициент кластеризации, локальная эффективность, степень узла, сила узла) рассчитывались в фоне и при выполнении движения; проводилось сравнение каждой из них при движении относительно фона и поиск статистически значимых различий. В пространственном отображении результаты этого сопоставления представлены на рис. 2. На рис. 2

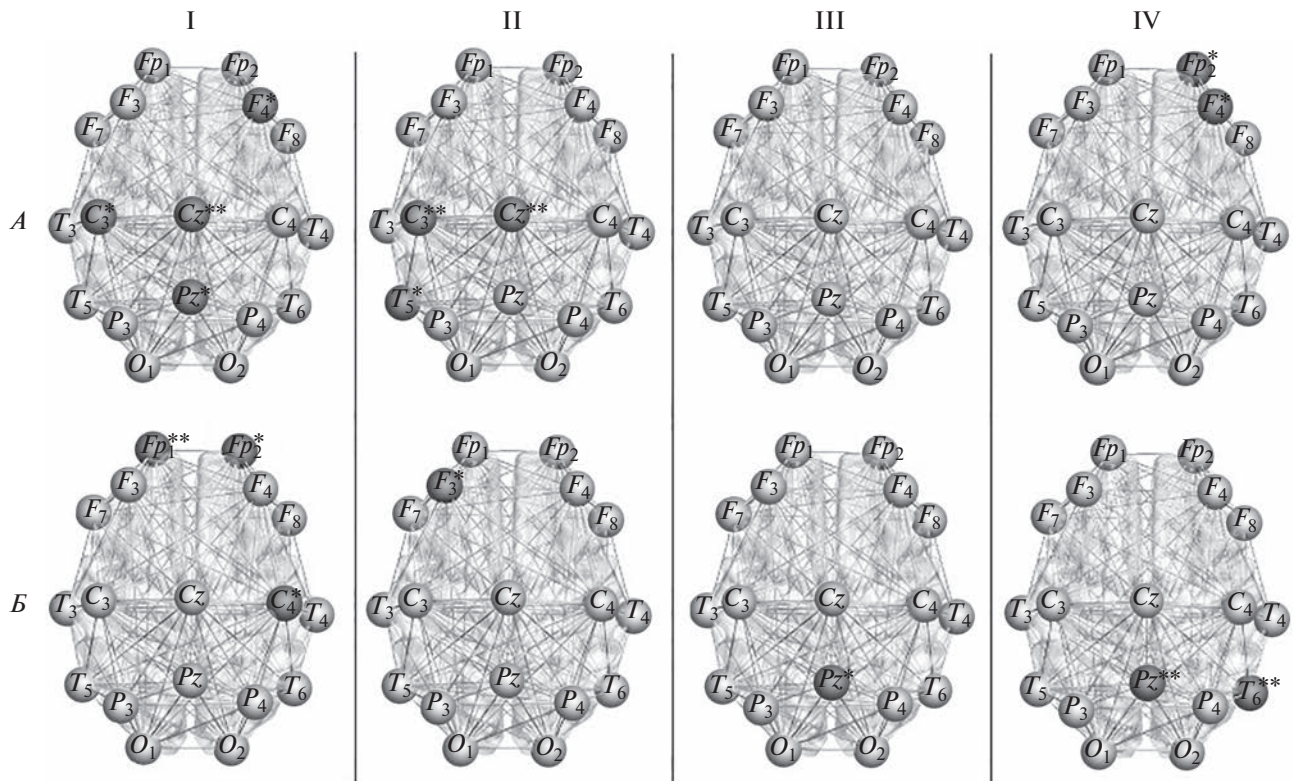


Рис. 2. Изменение локальных характеристик графового анализа (ГА) КогЭЭГ в α_3 - и в интегральном диапазонах при движении по сравнению с фоном по группе здоровых испытуемых ($n = 8$). А – α_3 -диапазон. Б – интегральный диапазон. I – локальный коэффициент кластеризации, II – локальная эффективность, III – степень узла, IV – сила узла. Темные узлы – статистически значимые различия (* – $p \leq 0.1$, ** – $p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок).

видно, что изменения локальных показателей ГА при движении: 1) не повторяют в полной мере особенности топографии КогЭЭГ, а также 2) не идентичны для α_3 - и интегрального диапазонов.

Анализ локальных характеристик ГА КогЭЭГ в α_3 -диапазоне выявил рост локального коэффициента кластеризации в узлах Cz ($p \leq 0.05$), C3, Pz, F4 ($p \leq 0.1$) и локальной эффективности в отведениях C3, Cz, T5 ($p \leq 0.05$) при выполнении движения по сравнению с фоном (рис. 2, А, табл. 2). Кроме того, при движении наблюдалось увеличение силы узлов Fp2, F4 ($p \leq 0.1$). Средние значения локальных показателей ГА КогЭЭГ в фоне и при движении приведены в табл. 2. Повышение коэффициента кластеризации и локальной эффективности в α_3 -диапазоне преимущественно в центральных, а также в отдельных теменных, височных и лобных областях связано с образованием локальных кластеров для обработки информации в данных регионах и увеличением эффективности передачи информации между ближайшими соседями указанных областей, что обеспечивает основу для распределенной обработки информации в сети.

Согласно последним клиническим исследованиям по вычислению кортикальных проекций сенсоров [45], локализации электродов C3, Cz, Pz соответствуют поля Бродмана ba01-03 (соматосенсорная кора), ba04 (моторная кора), отвечающие за контроль двигательной деятельности, ba07 (ассоциативная область), региону F4 – ba08 (фронтальная кора, вовлеченная в планирование движений), региону T5 – ba37 (височная область, ответственная за анализ вестибулярной и слуховой информации). Таким образом, ГА КогЭЭГ позволил выявить образование локальных кластеров и рост локальной эффективности передачи информации в сенсомоторных областях, связанных с движением, преимущественно в левом полушарии, что соответствует топографии коркового фМРТ-ответа. Кроме того, можно полагать, что при движении происходила кластеризация во фронтальной коре, а также в ассоциативных областях.

Рост силы узла в отведениях F4, Fp2 означает увеличение числа связей данных узлов с соседями. Указанным отведениям соответствуют поля Бродмана ba08, ba10 (фронтальная и префронтальная кора, отвечающие за планирование и

Таблица 2. Локальные характеристики графового анализа (ГА) КогЭЭГ в α_3 - и в интегральном диапазоне

Показатели ГА		α_3 -диапазон		Интегральный диапазон	
		покой	движение	покой	движение
Локальный коэффициент кластеризации	C_3	0.37 ± 0.09	$\uparrow 0.44 \pm 0.07^*$	0.28 ± 0.06	0.29 ± 0.08
	C_4	0.34 ± 0.07	0.39 ± 0.10	0.23 ± 0.07	$\uparrow 0.35 \pm 0.07^*$
	C_z	0.43 ± 0.06	$\uparrow 0.49 \pm 0.10^{**}$	0.30 ± 0.04	0.31 ± 0.06
	P_z	0.31 ± 0.05	$\uparrow 0.35 \pm 0.05^*$	0.23 ± 0.06	0.28 ± 0.07
	Fp_1	0.54 ± 0.10	0.54 ± 0.09	0.38 ± 0.12	$\uparrow 0.42 \pm 0.12^{**}$
	Fp_2	0.47 ± 0.11	0.51 ± 0.09	0.27 ± 0.13	$\uparrow 0.37 \pm 0.06^*$
Локальная эффективность	C_3	0.48 ± 0.11	$\uparrow 0.55 \pm 0.05^{**}$	0.42 ± 0.03	0.43 ± 0.07
	C_4	0.46 ± 0.11	0.51 ± 0.08	0.39 ± 0.03	0.41 ± 0.04
	C_z	0.53 ± 0.04	$\uparrow 0.56 \pm 0.07^{**}$	0.42 ± 0.02	0.43 ± 0.03
	P_z	0.45 ± 0.07	0.48 ± 0.04	0.36 ± 0.09	0.39 ± 0.04
	Fp_1	0.55 ± 0.07	0.55 ± 0.08	0.40 ± 0.12	0.47 ± 0.08
	Fp_2	0.51 ± 0.09	0.54 ± 0.06	0.31 ± 0.16	0.42 ± 0.03
Степень	C_3	10.75 ± 2.43	11.5 ± 1.31	8.25 ± 1.58	8.50 ± 1.93
	C_4	11.25 ± 2.92	12.0 ± 1.41	8.00 ± 1.41	7.88 ± 1.64
	C_z	10.00 ± 2.27	10.63 ± 1.41	7.88 ± 2.10	8.00 ± 1.51
	P_z	10.5 ± 2.93	11.13 ± 3.40	6.13 ± 2.07	$\uparrow 6.63 \pm 2.03^*$
	Fp_1	7.13 ± 2.53	8.13 ± 1.36	5.00 ± 1.41	5.13 ± 1.36
	Fp_2	7.88 ± 2.10	8.88 ± 2.23	4.25 ± 1.83	4.50 ± 1.77
Сила	C_3	6.09 ± 1.77	6.96 ± 1.27	3.97 ± 0.82	4.24 ± 0.91
	C_4	6.16 ± 1.88	6.83 ± 1.50	3.65 ± 0.75	3.73 ± 0.87
	C_z	5.84 ± 1.48	6.44 ± 1.10	3.67 ± 1.03	3.87 ± 0.86
	P_z	5.43 ± 1.90	5.84 ± 2.06	2.85 ± 0.96	$\uparrow 3.13 \pm 1.00^{**}$
	Fp_1	4.00 ± 1.19	4.67 ± 0.86	2.30 ± 0.78	2.41 ± 0.75
	Fp_2	4.14 ± 0.96	$\uparrow 4.81 \pm 1.34^*$	1.81 ± 0.80	1.95 ± 0.80

Примечание: средние значения показателей и стандартное отклонение по группе ($n = 8$) в покое и при выполнении движения. Жирным шрифтом выделены статистически значимые различия (* – $p \leq 0.1$, ** – $p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок $\uparrow$ – рост показателя при движении (по сравнению) с фоном, $\downarrow$ – снижение показателя при движении).

принятие решений). Согласно ГА КогЭЭГ, в данных регионах образуются хабы (узлы с большим числом связей). Активацию узлов лобной локализации можно рассматривать в контексте деятельности системы управляющих функций [46, 47], связанных, в том числе, с произвольным компонентом движения [4].

Представленные результаты изменений локальных показателей ГА ЭЭГ α_3 при реальном выполнении движения здоровыми людьми согласуются, в частности, с данными динамического моделирования этого же процесса (с оценкой эффективных связей) для фМРТ [48, 49] относительно задействованных отделов головного мозга: моторной и премоторной коры обоих полушарий, а также дополнительной моторной коры. Вместе с тем, наши данные дополняют исследо-

вания указанных авторов фактами о вовлеченности в процесс фронтальных областей (отвечающих за планирование и принятие решений) даже в подобном, относительно простом, двигательном акте. Они выявляют также усиление локальной эффективности как возможный механизм деятельности специализированных кластеров.

Анализ локальных характеристик ГА КогЭЭГ в интегральном (0.5–20 Гц) диапазоне (рис. 2, Б, табл. 2) выявил меньшее число изменений в областях, непосредственно связанных с движением правой рукой по сравнению с α_3 -диапазоном. В основном, изменения показателей ГА происходило в неспецифичных относительно моторной активности областях. Было выявлено повышение коэффициента кластеризации – для узлов C_4 , Fp_2 ($p \leq 0.1$), Fp_1 ($p \leq 0.05$) и локальной эффективно-

Таблица 3. Глобальные характеристики графового анализа (ГА) КогЭЭГ в α_3 - и в интегральном диапазоне

Показатели ГА		α_3 -диапазон		Интегральный диапазон	
		покой	движение	покой	движение
Глобальный коэффициент кластеризации	о	0.39 ± 0.05	$\uparrow 0.42 \pm 0.05^{**}$	0.26 ± 0.06	$\uparrow 0.42 \pm 0.05^{**}$
	л	0.42 ± 0.07	$\uparrow 0.45 \pm 0.09^{**}$	0.33 ± 0.07	0.4 ± 0.07
	п	0.44 ± 0.03	$\uparrow 0.47 \pm 0.04^{**}$	0.42 ± 0.07	$\uparrow 0.31 \pm 0.09^{**}$
Глобальная эффективность	о	0.38 ± 0.06	$\uparrow 0.39 \pm 0.06^*$	0.25 ± 0.05	0.25 ± 0.07
	л	0.43 ± 0.05	$\uparrow 0.45 \pm 0.05^*$	0.33 ± 0.05	0.34 ± 0.07
	п	0.42 ± 0.06	0.44 ± 0.07	0.30 ± 0.08	0.31 ± 0.09
Характеристическая длина пути	о	3.29 ± 0.68	3.11 ± 0.48	4.97 ± 1.05	$\downarrow 4.26 \pm 0.52^*$
	л	2.70 ± 0.44	2.61 ± 0.48	3.59 ± 0.66	$\downarrow 3.14 \pm 0.35^*$
	п	2.70 ± 0.49	2.64 ± 0.48	3.45 ± 0.45	3.38 ± 0.36
Показатель “малого мира”	о	1.28 ± 0.39	1.18 ± 0.14	1.44 ± 0.34	1.12 ± 0.14
	л	1.23 ± 0.2	1.2 ± 0.22	1.11 ± 0.18	1.07 ± 0.15
	п	1.17 ± 0.17	1.10 ± 0.13	1.23 ± 0.21	1.18 ± 0.16

Примечание: средние значения показателей и стандартное отклонение по группе ($n = 8$) в покое и при выполнении движения. о — мозг в целом, л — левое полушарие, п — правое полушарие. Жирным шрифтом выделены статистически значимые различия (* — $p \leq 0.1$, ** — $p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок $\uparrow$ — рост показателя при движении (по сравнению) с фоном, $\downarrow$ — снижение показателя при движении).

сти — для узла F_3 ($p \leq 0.1$), а также рост степени узла Pz ($p \leq 0.1$) и силы узлов Pz и T_6 ($p \leq 0.05$) при выполнении движения по сравнению с фоном.

Рост коэффициента кластеризации при движении в интегральном диапазоне связан с образованием локальных кластеров в окрестностях узлов Fp_1 , Fp_2 (ba08, ba10, фронтальная и префронтальная кора), C_4 (ba01-03, ba04, соматосенсорная и моторная кора). Повышение степени и силы узлов Pz (ba07, область, отвечающая за зрительно-моторную координацию, планирование движения, а также корректировку выполнения задачи в режиме реального времени [50, 51]) и T_6 (ba37 височная область, ответственная за анализ вестибулярной и слуховой информации) означает, что данные узлы являются хабами (узлами с большим числом связей). Выявленная многозвенность обеспечения исследуемого нами движения отражает и дополняет имеющиеся представления о структурно-функциональной церебральной организации произвольной двигательной активности [52, 53].

Анализ глобальных характеристик ГА КогЭЭГ (рис. 3, табл. 3) — метрик интеграции (глобальной эффективности и характеристической длины пути), глобального коэффициента кластеризации и показателя “малого мира” также проводился в α_3 - и в интегральном диапазонах ЭЭГ по данным матриц когерентности. Указанные характеристики рассчитывались для мозга в целом (все отведения ЭЭГ) и отдельно для отведений левого и правого полушарий. Результаты расчетов представлены в табл. 3. Выявлено, что все исследуе-

мые сети (целого мозга, правого и левого полушарий) как покое, так и при выполнении движения обладают структурой “малого мира” ($S > 1$) либо близки к ней (рис. 3). Структура “малого мира” была признана идеальной организационной архитектурой, что выражается в небольших затратах энергии на передачу информации и оптимальном балансе между глобальной интеграцией и локальной обработкой информации [43].

Анализ глобальных характеристик ГА КогЭЭГ в α_3 -диапазоне (рис. 3, А, табл. 3) показал рост глобального коэффициента кластеризации для мозга в целом, а также для левого и правого полушария в отдельности ($p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок) при выполнении движения. Наряду с этим, происходило повышение глобальной эффективности для целого мозга ($p \leq 0.1$) и для левого полушария в отдельности ($p \leq 0.1$) в α_3 -диапазоне.

Выявленные изменения показателей ГА ЭЭГ в α_3 -диапазоне свидетельствуют о кластеризации (уплотнении связей вокруг отдельных узлов в сети) и росте эффективности передачи информации для мозга в целом и для левой (контралатеральной движению) гемисферы. Однако, судя по данным ГА, процесс кластеризации затрагивает не только левое, но и правое полушарие, на что указывает рост в нем глобального коэффициента кластеризации.

Анализ глобальных характеристик ГА КогЭЭГ в интегральном диапазоне (рис. 3, Б, табл. 3) показал рост глобального коэффициента кластеризации для мозга в целом ($p \leq 0.05$) и отдельно для

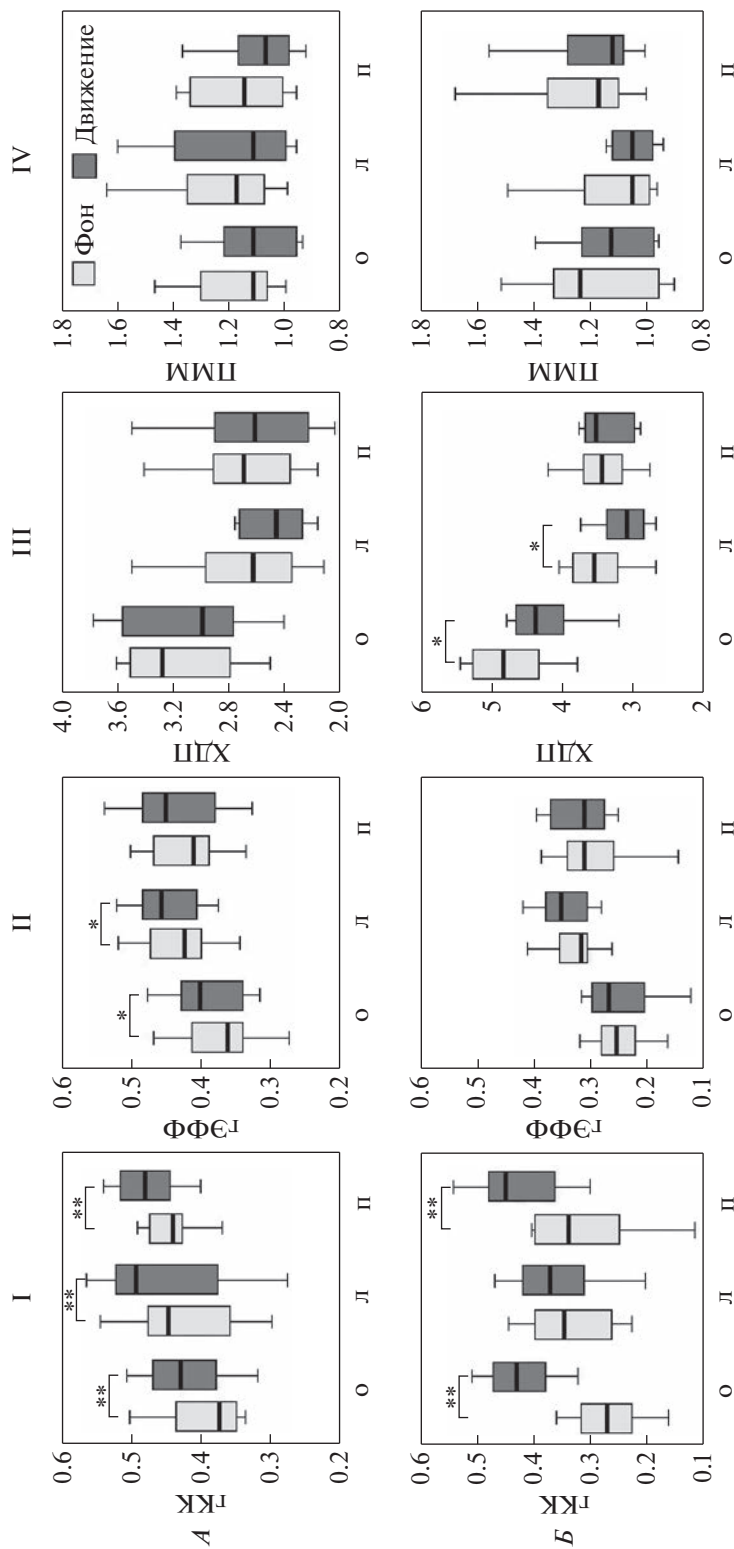


Рис. 3. Глобальные характеристики в α_3 - и в интегральном диапазоне в фоне и при движении по группе здоровых испытуемых ($n = 8$). По оси у: диаграммы “ящик с усами” (“ящик” – медиана, 25 и 75% процентиля, “усы” – максимум и минимум), светлые “ящики” – фон, темные – движение. По оси х: о – мозг в целом, л – левое полушарие, п – правое полушарие. А – α_3 -диапазон, Б – интегральный диапазон. I – глобальный коэффициент кластеризации (гКК), II – глобальная эффективность (гЭФФ), III – характеристическая длина пути (ХДП), IV – показатель “малого мира” (ПММ). Уровень значимости: * – $p \leq 0.1$, ** – $p \leq 0.05$ (тест Вилкоксона для связанных выборок).

правого полушария ($p \leq 0.05$), что связано с образованием кластеров для сегрегированной обработки информации. Кроме того, наблюдалось снижение характеристической длины пути для мозга в целом и для левого полушария ($p \leq 0.1$), что отражает уменьшение длины пути между узлами в среднем.

Таким образом, как на уровне локальных, так и на уровне глобальных характеристик ГА КогЭЭГ в рамках данного исследования установлено, что при исследуемом произвольном движении (сжатие/разжимание пальцев правой руки в кулак) происходит изменение структуры сети мозга: образование кластеров в сенсомоторных и ассоциативных областях мозга, связанных с движением, а также в ряде неспецифических для движения областей (фронтальная, префронтальная кора).

В α_3 -диапазоне при движении наблюдается рост локального коэффициента кластеризации и локальной эффективности узлов, расположенных в сенсомоторных областях левого полушария, непосредственно связанных с движением (ba01-03, ba04), что означает образование локальных кластеров для обработки информации в этих регионах, а также повышение эффективности передачи информации в окрестностях данных узлов. Прослеживается также образование локальных кластеров во фронтальной коре правого полушария (ba08) наряду с усилением силы и степени узлов, расположенных в правой фронтальной и префронтальной коре (ba08, ba10).

В интегральном диапазоне в сенсомоторной коре наблюдается только рост коэффициента кластеризации в правой гемисфере, изменения затрагивают преимущественно фронтальные и ассоциативные области: происходит увеличение локального коэффициента кластеризации, либо рост локальной эффективности для узлов лобной локализации во фронтальной и префронтальной коре (ba08, ba10). Отмечается рост силы и степени узла, соответствующего ассоциативной области (ba07), отвечающей за зрительно-моторную координацию.

Изучение глобальных характеристик сетей мозга в фоне и при движении показало, что сети как в покое, так и при движении обладают структурой “малого мира”, для которых характерна повышенная кластеризация, причем узлы в таком графе, как правило, связаны хотя бы одним коротким путем, что следует из свойства низкой средней кратчайшей длины пути. В α_3 -диапазоне глобальный коэффициент кластеризации растет при движении как для мозга в целом, так и отдельно для левого и правого полушарий. Причем, наряду с этим, растет глобальная эффективность сетей: происходит увеличение эффективности

передачи информации для сети мозга в целом и для левого полушария в отдельности.

Таким образом, при движении растет тенденция к образованию кластеров как для сети мозга в целом, так и для каждого полушария в отдельности, что зачастую сопряжено также с повышением эффективности передачи информации в сети. В интегральном диапазоне при движении также прослеживается тенденция к кластеризации: рост глобального коэффициента кластеризации для мозга в целом и отдельно для правого полушария.

Подобный анализ локальных и глобальных показателей ГА ЭЭГ при движении в литературе не представлен. Полученные количественные показатели могут являться базовыми для ГА ЭЭГ при двигательных нарушениях разной нозологии.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенная в настоящей работе оценка графовых характеристик КогЭЭГ и анализ их изменений при движении правой рукой по сравнению с фоном позволили существенно дополнить представления о процессах, сопровождающих формирование произвольного движения – как на уровне локальных нейросетевых изменений при помощи показателей активности отдельных узлов (регионов мозга), так и на глобальном уровне посредством характеристик, отражающих изменения в целостной деятельности сети мозга.

Показано, что сжатие/разжимание пальцев правой руки в кулак сопряжено с локальным усилением КогЭЭГ α_3 -диапазона преимущественно в сенсомоторной коре левого (контралатерально-го движению) полушария, что соответствует выявленным по данным ГА КогЭЭГ α_3 локальным перестройкам сети: образованию локальных кластеров и повышению локальной эффективности обработки информации в регионах мозга, отвечающих за двигательный контроль. В этом же диапазоне наблюдается активация узлов лобной локализации за счет увеличения числа их связей с соседями. В интегральном диапазоне (0.5–20 Гц), напротив, происходит ослабление КогЭЭГ, причем изменения менее специфичны по отношению к движению. ГА КогЭЭГ интегрального диапазона выявил изменения преимущественно в лобных областях, а также в теменной коре, отвечающей за зрительно-моторную координацию.

На глобальном уровне ГА КогЭЭГ α_3 -диапазона показывает рост глобального коэффициента кластеризации и глобальной эффективности при движении для сети мозга в целом и для левого полушария в отдельности. Процесс кластеризации затрагивает также и правую гемисферу. В интегральном диапазоне наблюдается усиление глобального коэффициента кластеризации при движении для всего мозга и для правого полушария.

Полученные результаты свидетельствуют об информативности ГА ЭЭГ в изучении деятельности головного мозга в норме и при различных формах церебральной патологии.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (Москва).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа выполнена в рамках Госзадания.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Мухина Т.С., Шарова Е.В., Болдырева Г.Н. и др. Особенности нейроанатомии активного движения руки у пациентов с тяжелой черепно-мозговой травмой (анализ данных функциональной магнитно-резонансной томографии) // Неврология, нейропсихиатрия, психосоматика. 2017. Т. 9. № 1. С. 27.
Mukhina T.S., Sharova E.V., Boldyreva G.N. et al. The neuroanatomy of active hand movement in patients with severe traumatic brain injury: analysis of functional magnetic resonance imaging data // Neurology, Neuropsychiatry, Psychosomatics. 2017. V. 9. № 1. P. 27.
2. Столбков Ю.К., Мошонкина Т.Р., Орлов И.В. и др. Нейрофизиологические корреляты реальной и воображаемой локомоции // Физиология человека. 2019. Т. 45. № 1. С. 119.
Stolbkov Y.K., Moshonkina T.R., Orlov I.V. et al. The neurophysiological correlates of real and imaginary locomotion // Human Physiology. 2019. V. 45. № 1. P. 104.
3. Nakata H., Domoto R., Mizuguchi N. et al. Negative BOLD responses during hand and foot movements: An fMRI study // PLoS One. 2019. V. 14. № 4. P. e0215736.
4. Armstrong S., Sale M.V., Cunningham R. Neural Oscillations and the Initiation of Voluntary Movement // Front. Psychol. 2018. V. 9. P. 2509.
5. Bayot M., Dujardin K., Tard C. et al. The interaction between cognition and motor control. A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning // Neurophysiol. Clin. 2018. V. 48. № 6. P. 361.
6. Delval A., Bayot M., Defebvre L., Dujardin K. Cortical oscillations during gait—Wouldn't walking be so automatic? // Brain Sci. 2020. V. 10. № 2. P. 90.
7. Scanlon J.E.M., Jacobsen N.S.J., Maack M.C., Debener S. Stepping in time: Alpha-mu and beta oscillations during a walking synchronization task // NeuroImage. 2022. V. 253. P. 119099.
8. Васильев А.Н., Либуркина С.П., Каплан А.Я. Латерализация паттернов ЭЭГ у человека при представлении движений руками в интерфейсе мозг-компьютер // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 2016. Т. 66. № 3. С. 302.
Vasilyev A.N., Liburkina S.P., Kaplan A.Ya. [Lateralization of EEG Patterns in humans during motor imagery of arm movements in the Brain-Computer Interface] // Zh. Vyssh. Nerv. Deiat. Im. I.P. Pavlova. 2016. V. 66. № 3. P. 302.
9. Павленко В.Б., Эйсмонт Е.В., Галкин Д.В., Кайда А.И. Реактивность сенсомоторного бета-ритма детей связана с интеллектом, так как отражает активность зеркальной и антизеркальной систем мозга // Ученые записки Крымского федерального университета им. В.И. Вернадского. Биология. Химия. 2017. Т. 3. № 1. С. 56.
10. Kerechanin Y.V., Husek D., Bobrov P.D. et al. Sources of the Electrical Activity of Brain Areas Involving in Imaginary Movements // Neurosci. Behav. Physi. 2020. V. 50. P. 845.
11. Фролов А.А., Федотова И.Р., Гусек Д., Бобров П.Д. Ритмическая активность мозга и интерфейс мозг-компьютер, основанный на воображении движений // Успехи физиологических наук. 2017. Т. 48. № 3. С. 72.
12. Болдырева Г.Н., Шарова Е.В., Жаворонкова Л.А. и др. фМРТ и ЭЭГ реакции мозга здорового человека при активных и пассивных движениях ведущей рукой // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 2014. Т. 64. № 5. С. 488.
Boldyreva G.N., Sharova E.V., Zhavoronkova L.A. et al. [EEG and fMRI Reactions of a Healthy Brain at Active and Passive Movements by a Leading Hand] // Zh. Vyssh. Nerv. Deiat. Im. I.P. Pavlova. 2014. V. 64. № 5. P. 488.
13. Болдырева Г.Н., Шарова Е.В., Жаворонкова Л.А. и др. Структурно-функциональные особенности работы мозга при выполнении и представлении двигательных нагрузок у здоровых людей (ЭЭГ и фМРТ исследования) // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 2013. Т. 63. № 3. С. 316.
Boldyreva G.N., Sharova E.V., Zhavoronkova L.A. et al. Structural and functional peculiarity of brain activity to performance and imaginary motor tasks in healthy persons (EEG and fMRI study) // Zh. Vyssh. Nerv. Deiat. Im. I.P. Pavlova. 2013. V. 63. № 3. P. 316.
14. Шарова Е.В., Болдырева Г.Н., Лысачев Д.А. и др. ЭЭГ-корреляты пассивного движения руки у пациентов с черепно-мозговой травмой при сохранном двигательном фМРТ-ответе // Физиология человека. 2019. Т. 45. № 5. С. 30.
Sharova E.V., Boldyreva G.N., Kulikov M.A. et al. EEG correlates of passive hand movement in patients after traumatic brain injury with preserved fMRI motor response // Human Physiology. 2019. V. 45. № 5. P. 483.
15. Шарова Е.В., Болдырева Г.Н., Жаворонкова Л.А. и др. Поиск ЭЭГ-маркеров произвольного компонента

- двигательной активности человека // Современные проблемы науки и образования. 2020. № 3. С. 56.
16. Бернштейн Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности. М.: Медицина, 1966. 344 с.
17. Knyazev B., Augusta C., Taylor G.W. Learning temporal attention in dynamic graphs with bilinear interactions // PLoS One. 2021. V. 16. № 3. P. e0247936.
18. Fraga-González G., Smit D.J.A., van der Molen M.J.W. et al. Graph Analysis of EEG Functional Connectivity Networks During a Letter-Speech Sound Binding Task in Adult Dyslexics // Front. Psychol. 2021. V. 12. P. 767839.
19. Hatlestad-Hall C., Bruña R., Syvertsen M.R. et al. Source-level EEG and graph theory reveal widespread functional network alterations in focal epilepsy // Clin. Neurophysiol. 2021. V. 132. № 7. P. 1663.
20. Sporns O. Graph theory methods: applications in brain networks // Dialogues Clin. Neurosci. V. 20. № 2. P. 111.
21. Vecchio F., Tomino C., Miraglia F. et al. Cortical connectivity from EEG data in acute stroke: A study via graph theory as a potential biomarker for functional recovery // Int. J. Psychophysiol. 2019. V. 146. P. 133.
22. Храмов А.Е., Фролов Н.С., Максименко В.А. и др. Функциональные сети головного мозга: от восстановления связей до динамической интеграции // Успехи физических наук. 2021. Т. 191. № 6. С. 614. Храмов А.Е., Фролов Н.С., Максименко В.А. et al. Functional networks of the brain: from connectivity restoration to dynamic integration // Physics-Uspekh. 2021. V. 64. № 6. P. 584.
23. Вигасина К.Д., Прошина Е.А., Готовцев П.М. и др. Подходы к применению графового анализа для исследования ЭЭГ человека в норме и при церебральной патологии // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 2022. Т. 72. № 6. С. 741.
24. Li T., Xue T., Wang B., Zhang J. Decoding Voluntary Movement of Single Hand Based on Analysis of Brain Connectivity by Using EEG Signals // Front. Hum. Neurosci. 2018. V. 12. P. 381.
25. Filho C.A.S., Attux R., Castellano G. Can graph metrics be used for EEG-BCIs based on hand motor imagery? // Biomed. Signal Process. Control. 2018. V. 40. № 3. P. 359.
26. Ahmedt-Aristizabal D., Armin M.A., Denman S. et al. Graph-Based Deep Learning for Medical Diagnosis and Analysis: Past, Present and Future // Sensors (Basel). 2021. V. 21. № 14. P. 4758.
27. Delvigne V., Wannous H., Dutoit T. et al. PhyDAA: Physiological Dataset Assessing Attention // IEEE Trans. Circuits Syst Video Technol. 2021. V. 32. № 5. P. 1.
28. Dell'Italia J., Johnson M.A., Vespa P.M., Monti M.M. Network analysis in disorders of consciousness: four problems and one proposed solution (exponential random graph models) // Front. Neurol. 2018. V. 9. P. 439.
29. Utianski R.L., Caviness J.N., Straaten E.C. et al. Graph theory network function in Parkinson's disease assessed with electroencephalography // Clin. Neurophysiol. 2016. V. 127. № 5. P. 2228.
30. Boldyreva G.N., Zhavoronkova L.A., Sharova E.V., Dobronravova I.S. Electroencephalographic intercentral interaction as a reflection of normal and pathological human brain activity // Span. J. Psychol. 2007. V. 10. № 1. P. 167.
31. Babiloni C., Brancucci A., Vecchio F. et al. Anticipation of somatosensory and motor events increases centro-parietal functional coupling: an EEG coherence study // Clin. Neurophysiol. 2006. V. 117. № 5. P. 1000.
32. Zhavoronkova L.A., Moraresku L., Boldyreva G.N. et al. FMRI and EEG Reactions to Hand Motor Tasks in Patients with Mild Traumatic Brain Injury: Left-Hemispheric Sensitivity to Trauma // Behav. Brain Sci. 2019. V. 9. № 6. P. 273.
33. Bosch-Bayard J., Girini K., Biscay R.J. et al. Resting EEG effective connectivity at the sources in developmental dysphonetic dyslexia. Differences with non-specific reading delay // Int. J. Psychophysiol. 2020. V. 153. P. 135.
34. Basharpour S., Heidari F., Molavi P. EEG coherence in theta, alpha, and beta bands in frontal regions and executive functions // Appl. Neuropsychol. Adult. 2021. V. 28. № 3. P. 310.
35. Quiroz G.A., Espinoza-Valdez A., Salido-Ruiz R.A., Mercado L. Coherence analysis of EEG in locomotion using graphs // Rev. Mex. de Ing. Biomed. 2017. V. 38. № 1. P. 235.
36. Ji C., Maurits N., Roerdink J.B.T.M. Data-driven visualization of multichannel EEG coherence networks based on community structure analysis // Appl. Netw. Sci. 2018. V. 3. № 1. P. 41.
37. Vecchio F., Pappalètera C., Miraglia F. et al. Prognostic Role of Hemispherical Functional Connectivity in Stroke: A Study via Graph Theory Versus Coherence of Electroencephalography Rhythms // Stroke. 2023. V. 54. № 2. P. 499.
38. Русинов В.С., Гриндель О.М., Болдырева Г.Н. Исследование динамики межцентральных отношений в коре больших полушарий человека методом спектрального анализа / Механизмы деятельности головного мозга. Тбилиси: "Мецниереба", 1975. С. 365.
39. Шарова Е.В., Болдырева Г.Н., Куликов М.А. и др. ЭЭГ-корреляты состояний зрительного и слухового внимания у здоровых испытуемых // Физиология человека. 2009. Т. 35. № 1. С. 5. Sharova E.V., Boldyreva G.N., Kulikov M.A. et al. EEG correlates of the states of visual and auditory attention in healthy subjects // Human Physiology. 2009. V. 35. № 1. P. 1.
40. Гриндель О.М. Оптимальный уровень когерентности ЭЭГ и его значение // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 1980. Т. 30. № 1. С. 62.
41. Bullmore E., Sporns O. Complex brain networks: graph theoretical analysis of structural and functional systems // Nat. Rev. Neurosci. 2009. V. 10. № 3. P. 186.
42. Sporns O. Networks of the brain. MIT Press, 2011. 424 p.
43. Humphries M., Gurney K. Network 'Small-Worldness': A Quantitative Method for Determining Canonical Network Equivalence // PLoS One. 2008. V. 3. № 4. P. e0002051.
44. Жаворонкова Л.А. Межполушарная асимметрия мозга человека (правши-левши). 3-е изд., доп. М.: Юрайт, 2019. 217 с.

45. Koessler L., Maillard L., Benhadid A. et al. Automated cortical projection of EEG sensors: Anatomical correlation via the international 10–10 system // *NeuroImage*. 2009. V. 46. № 1. P. 64.
46. Smolker H.R., Friedman N.P., Hewitt J.K., Banich M.T. Neuroanatomical Correlates of the Unity and Diversity Model of Executive Function in Young Adults // *Front. Hum. Neurosci.* 2018. V. 12. P. 283.
47. Yarets M.Y., Sharova E.V., Smirnov A.S. et al. Analysis of the Structural-Functional Organization of a Counting Task in the Context of a Study of Executive Functions // *Neurosci. Behav. Physiol.* 2019. V. 49. № 6. P. 694.
48. Grefkes C., Nowak D.A., Eickhoff S.B. et al. Cortical connectivity after subcortical stroke assessed with functional magnetic resonance imaging // *Ann. Neurol.* 2008. V. 63. № 2. P. 236.
49. Stephan K.E., Penny W.D., Moran R.J. et al. Ten simple rules for dynamic causal modeling // *NeuroImage*. 2010. V. 49. № 4. P. 3099.
50. Desmurget M., Sirigu A. A parietal-premotor network for movement intention and motor awareness // *Trends Cogn. Sci.* 2009. V. 13. № 10. P. 411.
51. Petersen S.E., Posner M.I. The Attention System of the Human Brain: 20 Years After // *Annu. Rev. Neurosci.* 2012. V. 35. P. 73.
52. Бушов Ю.В., Светлик М.В. Нейрофизиология: учебное пособие. Томск: Издательство ТГУ, 2021. 124 с.
53. Белова А.Н., Григорьева В.Н., Сушин В.О. и др. Анатомо-функциональные особенности кортикоспинальных трактов и их роль в восстановлении двигательных функций после повреждений головного мозга // *Вестник восстановительной медицины*. 2020. № 1. С. 9.
Belova A.N., Grygorieva V.N., Sushin V.O. et al. Anatomical and functional features of corticospinal tracts and their role in restoration of motor functions after brain injury // *Bulletin of Rehabilitation Medicine*. 2020. № 1. P. 1.

EEG Functional Connectivity in Motor Task: Experience of Application of Graph Analysis

K. D. Vigasina^{a,*}, E. V. Sharova^a, V. A. Bordiug^{b,c}, E. L. Masherov^d, G. N. Boldyreva^{a,†},
A. S. Smirnov^d, P. M. Gotovtsev^{b,c}

^a*Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of the RAS, Moscow, Russia*

^b*NRC “Kurchatov Institute”, Moscow, Russia*

^c*Moscow Institute of Physics and Technology, Moscow, Russia*

^d*Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow, Russia*

*E-mail: kristina.vigasina@yandex.ru

The goal of this work is the application of graph analysis for the research of brain network organization during motor task (clenching/unclenching the fingers of the right hand). In this approach the brain is considered as a single network (graph), where the nodes are individual leads, and the edges are coherence indicators. The approach allows to study the processes of segregation (network division into clusters) and integration (network unification) as well as to identify the most highly active nodes in the networks through which the greatest volumes of information transfers. The work revealed that the movement of the right hand is associated with global and local neural network rearrangements — increase of global network efficiency of whole brain and left hemisphere separately and the formation of local clusters for processing information in areas, connected with hand movement and also in some non-specific for the hand movement areas, probably connected with executive functions.

Keywords: voluntary movement, EEG, connectivity, graph analysis, motor task.

УДК 612.821:612.822.3

ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЭЭГ-УПРАВЛЯЕМОЙ АДАПТИВНОЙ НЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ УВЕЛИЧИВАЕТСЯ ПРИ ОПТИМИЗАЦИИ ПАРАМЕТРОВ ПРЕДШЕСТВУЮЩЕГО РЕЗОНАНСНОГО СКАНИРОВАНИЯ

© 2023 г. А. И. Федотчев¹ *, С. А. Полевая², С. Б. Парин²

¹Институт биофизики клетки РАН — обособленное подразделение
ФГБУН ФИЦ “Пушкинский научный центр биологических исследований РАН”,
Пушино, Московская область, Россия

²Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет
имени Н.И. Лобачевского, Нижний Новгород, Россия

*E-mail: fedotchev@mail.ru

Поступила в редакцию 19.01.2023 г.

После доработки 18.04.2023 г.

Принята к публикации 10.05.2023 г.

Разработка и совершенствование методов неинвазивной стимуляции мозга с обратной связью является актуальной и быстро развивающейся областью нейронауки. Инновационным вариантом данного подхода, в котором человеку предъявляются аудиовизуальные лечебные воздействия, автоматически модулируемые ритмическими компонентами его электроэнцефалограммы (ЭЭГ), является ЭЭГ-управляемая адаптивная нейростимуляция. Представленное исследование направлено на экспериментальную проверку предположения о том, что эффективность ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляции может быть увеличена путем оптимизации параметров предварительного резонансного сканирования, которое заключается в светодиодной фотостимуляции с пошагово увеличивающейся частотой в диапазоне θ -, α - и β -ритмов ЭЭГ. С целью проверки данного предположения проведено сравнение эффектов двух видов резонансного сканирования, различающихся длительностью шага градуально возрастающей частоты светодиодной фотостимуляции. В экспериментах участвовали две равные группы студентов университета, находящихся в состоянии экзаменационного стресса. Перед проведением ЭЭГ-управляемой адаптивной стимуляции в одной из групп проводили резонансное сканирование с коротким (3 с), а в другой — с длинным (6 с) шагом градуального увеличения частоты фотостимуляции. Анализировали изменения ЭЭГ и психофизиологических показателей под влиянием комбинированных (резонансное сканирование плюс ЭЭГ-управляемая адаптивная нейростимуляция) воздействий относительно исходного уровня. Установлено, что только при коротком (3 с) шаге увеличения частоты фотостимуляции наблюдаются значимые приросты мощности ЭЭГ-ритмов, сопровождаемые достоверными изменениями субъективных показателей — уменьшением количества ошибок в тесте на узнавание слов, снижением уровня эмоциональной дезадаптации и увеличением оценок самочувствия. Выявленные позитивные эффекты наблюдаются уже после однократных лечебных воздействий за счет оптимальных условий для вовлечения резонансных и интеграционных механизмов мозга и механизмов нейропластичности в процессы нормализации функций организма. Разработанный комбинированный подход к нейростимуляции после дополнительных экспериментальных исследований может быть использован в реабилитационных мероприятиях широкого профиля.

Ключевые слова: неинвазивная стимуляция мозга с обратной связью, ритмические компоненты ЭЭГ, автоматическая модуляция, аудиовизуальная стимуляция, резонансные механизмы мозга, когнитивная реабилитация, коррекция стресс-индуцированных состояний.

DOI: 10.31857/S0131164623600039, **EDN:** XOJPVC

Создание и совершенствование методов физиологически ориентированной нейромодуляции, которые за счет учета текущих нейрофизиологических параметров пациента обеспечивают повышенную эффективность стимуляционных лечебных воздействий, считается перспективной

и быстро развивающейся областью нейрофизиологии [1, 2]. Инновационным вариантом данного подхода, в котором человеку предъявляются аудиовизуальные лечебные воздействия, автоматически модулируемые ритмическими компонентами его электроэнцефалограммы (ЭЭГ), является

Таблица 1. Состав двух групп студентов, участвующих в экспериментах с коротким (3 с) и длинным (6 с) шагом увеличения частоты резонансного сканирования

Характеристики группы	Группа	
	шаг 3 с	шаг 6 с
Число участников	26	26
Возраст участников	21.5 ± 0.8	21.6 ± 0.8
Пол участников (ж/м)	16/10	16/10
Курс университета	3–4	3–4

ЭЭГ-управляемая адаптивная нейростимуляция. Объективными преимуществами данного метода являются его высокая персонализация, вовлечение интегративных, адаптационных и резонансных механизмов центральной нервной системы (ЦНС) в процессы нормализации функций организма, а также автоматическое, без осознанных усилий человека, управление лечебными сенсорными воздействиями [3]. Несмотря на указанные достоинства, вопрос о повышении эффективности данного метода в настоящее время находится в стадии разработки.

Так как ЭЭГ-управляемая адаптивная нейростимуляция основана на автоматической модуляции сенсорных воздействий собственными ритмическими компонентами ЭЭГ человека, одним из возможных путей повышения ее эффективности может являться предварительное усиление модулирующего фактора, т.е. ЭЭГ-субъекта. Ранее для резонансной активации корковых ритмов у младших школьников нами был применен прием, получивший название “резонансное сканирование”, который заключается в светодиодной фотостимуляции с пошагово увеличивающейся частотой в диапазоне θ -, α - и β -ритмов ЭЭГ [4]. Данные ЭЭГ-ритмы являются маркерами таких психофизиологических состояний, как глубокая релаксация и спокойное бодрствование, повышенное самосознание и сосредоточенность, активное внимание [5], а снижение мощности α -ритма ЭЭГ является маркером когнитивных расстройств [6]. Поэтому резонансная активация этих ритмов может способствовать когнитивной реабилитации человека.

Хотя резонансное сканирование в сочетании с ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляцией было ранее успешно использовано для когнитивной реабилитации пациентов с постковидным синдромом [7], актуальной задачей остается оптимизация частотных и временных параметров резонансного сканирования. В частности, требует экспериментального анализа вопрос об оптимальной величине и длительности шага, с которым происходит градуальное увеличение частоты светодиодной стимуляции. В предварительных исследованиях были определены два приемлемых

(с точки зрения суммарной длительности эксперимента) варианта пошагового увеличения частоты светодиодной стимуляции: шаг 0.2 Гц при длительности шага 3 с, и шаг 0.4 Гц при длительности шага 6 с.

В настоящей работе стояла задача экспериментально сопоставить эффекты, наблюдаемые при использовании двух указанных вариантов предварительного резонансного сканирования, с целью выявления его оптимальных параметров. В экспериментах участвовали две равные группы студентов университета, находящихся в состоянии экзаменационного стресса. В одной группе перед проведением ЭЭГ-управляемой адаптивной стимуляции осуществляли резонансное сканирование с параметрами 3 с/0.2 Гц, а в другой группе – с параметрами 6 с/0.4 Гц. Для сравнения эффектов обоих видов стимуляции использовали изменения психофизиологических показателей под влиянием стимуляционных воздействий относительно исходного уровня.

МЕТОДИКА

В экспериментах принимали участие две группы студентов Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского. Группы были равны по количеству участников, возрасту, полу и сроку обучения в университете (табл. 1).

Согласно первоначальному опросу, студенты находились в состоянии экзаменационного стресса и добровольно согласились на участие в эксперименте.

Психологическое тестирование. В начале каждого обследования проводили оценку исходного психофизиологического состояния испытуемых с помощью теста САН [8], позволяющего участнику давать количественную оценку текущего самочувствия, активности и настроения, а также теста УЭД [9] и теста на узнавание слов.

В тесте “УЭД” участникам предъявляли круг, разделенный на четыре сектора. Внутри каждого сектора были прилагательные, описывающие эмоциональное состояние человека, соответствующее четырем основным требованиям личности: защищенность, независимость, достижение, един-

ство—близость. Участникам предлагали три попытки, чтобы выбрать сектор в круге, соответствующий их текущему состоянию. Каждый сектор имел свою оценку (от 1 до 4), которую не показывали участнику. Набранная сумма баллов служила показателем степени эмоциональной дезадаптации человека.

Для оценки когнитивных функций использовали тест на узнавание слов по модели сложной сенсомоторной реакции. В качестве стимулов применяли набор из 21 слов-существительных, в котором треть составляли целевые слова. Предлагали запомнить 7 целевых слов и нажимать на кнопку при появлении на экране целевого слова. Общее количество ошибок (число пропущенных целевых стимулов плюс число “ложных тревог” — нажатий при появлении нейтрального слова) служило показателем когнитивных функций и памяти человека.

Процедура эксперимента. После начального психологического тестирования испытуемым устанавливали $Ag/AgCl$ электроды (активный электрод в отведении Cz , референтный и заземляющий — на мочках ушей), стереонаушники (*Philips SBC HL140*) и затемненные очки со встроенными красными светодиодами с максимальной мощностью 100 мкВт. Испытуемым не давали никаких заданий, а просили спокойно сидеть с закрытыми глазами в течение всего исследования. Затем начинали запись ЭЭГ для идентификации α -ЭЭГ-осциллятора испытуемого и контроля параметров стимуляции, которая включала 2 последовательных этапа: резонансное сканирование и ЭЭГ-управляемую адаптивную нейростимуляцию.

ЭЭГ регистрация и анализ. Каждый эксперимент начинали с записи фоновой электрической активности мозга при диапазоне фильтрации ЭЭГ 2–32 Гц и частоте дискретизации сигналов 100 Гц. Во время записи фона определяли доминирующий у конкретного испытуемого узкополосный (0.4–0.6 Гц) спектральный компонент в диапазоне α -ритма (8–13 Гц) ЭЭГ (α -ЭЭГ-осциллятор). С этой целью процедуры быстрого преобразования Фурье выполняли для коротких (5 с) периодов ЭЭГ-покоя, которые последовательно сдвигались относительно друг друга с 50%-ным перекрытием. При последовательном накоплении отдельных спектральных пиков результирующий спектр строится на основе суммирования множества кратковременных спектров, он имеет разрешение по частоте 0.2 Гц и дает информацию об узкополосном ЭЭГ-осцилляторе (пиковая частота ± 0.2 Гц), стабильном для данного человека.

Резонансное сканирование. После записи фона выполняли процедуру резонансного сканирования. Испытуемым по специальной программе предъявляли серии светодиодных мельканий со

ступенчато возрастающей от 4 до 20 Гц частотой. В одной группе ритмическую световую стимуляцию осуществляли с шагом 0.2 Гц и длительностью шага 3 с, а в другой группе — с шагом 0.4 Гц и длительностью шага 6 с. Общая продолжительность фотостимуляции была в обеих группах равной и составляла 240 с.

ЭЭГ-управляемая адаптивная нейростимуляция. После резонансного сканирования проводили ЭЭГ-управляемую адаптивную нейростимуляцию, которая состояла в предъявлении аудиовизуальных воздействий, формируемых по принципу двойной обратной связи от ЭЭГ испытуемого [3]. Участникам в течение 240 с предъявляли музыкаподобные сигналы, по тембру напоминающие звуки флейты, которые плавно варьировали по высоте тона и интенсивности прямо пропорционально текущей амплитуде выявленного α -ЭЭГ-осциллятора данного человека. Одновременно участникам предъявляли ритмическую световую стимуляцию, формируемую на основе текущей ЭЭГ-субъекта путем нормирования оцифрованных значений ЭЭГ, при котором наибольшее отрицательное значение сигнала ЭЭГ соответствовало минимальному, а наибольшее положительное значение — максимальному свечению светодиодов. После окончания стимуляции запись ЭЭГ продолжали для выявления эффектов последствия. В конце каждого эксперимента испытуемых повторно тестировали и опрашивали об их субъективных ощущениях от предпринятых воздействий.

Статистический анализ данных. Статистическую обработку данных проводили с помощью пакета программ “Sigma-Plot 11.0”. Для обеих групп обрабатывали следующие показатели, зарегистрированные в начале и в конце эксперимента: мощности θ -, α -, β -ритмов ЭЭГ, количество ошибок в тесте распознавания слов, уровень эмоциональной дезадаптации, а также субъективные оценки самочувствия, активности и настроения. Для проверки нормальности распределения признаков применяли W -критерий Шапиро-Уилка (*Shapiro-Wilk test*), поскольку этот критерий обладает наибольшей мощностью и является наиболее предпочтительным при небольших выборках. Анализируемое распределение признака оценивали как нормальное при уровне статистической значимости $p > 0.05$. В случае нормального распределения данных для описательной статистики признаков использовали среднее (M) и стандартную ошибку (m), для оценки достоверности различий — t -критерий Стьюдента. В случае распределения, отличного от нормального, для описательной статистики признаков использовали медиану (Me) и интервал значений от первого ($Q1$) до третьего ($Q3$) квантили, для оценки достоверности различий — критерий Манна-Уитни. За критический уровень статистической значимости принимали $p < 0.05$.

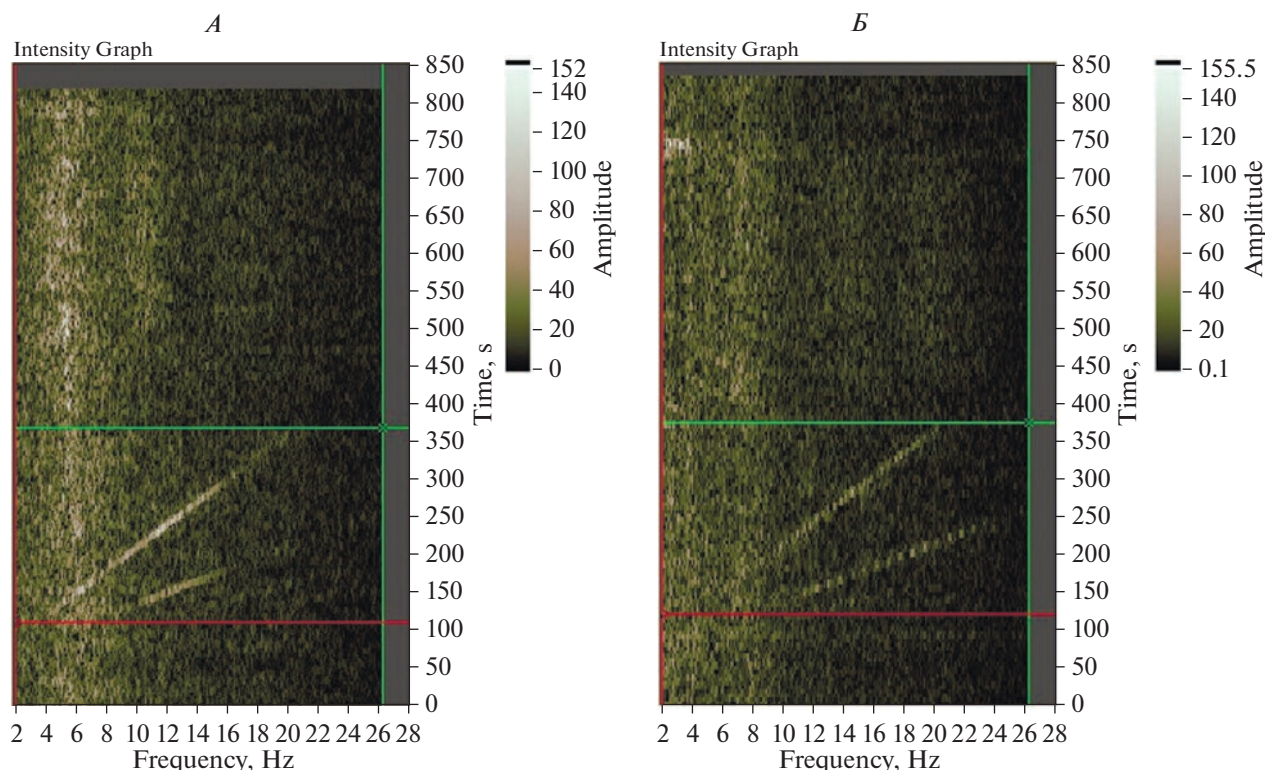


Рис. 1. Динамика спектров ЭЭГ у испытуемого из группы с шагом резонансного сканирования 3 с (А) и из группы с шагом резонансного сканирования 6 с (Б).

По оси абсцисс — частота спектра, Гц; по оси ординат — время эксперимента, с. Ось Z — спектральная плотность, отраженная в интенсивности окраски. Горизонтальными линиями отмечены начало и конец резонансного сканирования.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для визуального сопоставления ЭЭГ-эффектов у обеих групп испытуемых последовательно рассчитывали динамики спектральных составляющих ЭЭГ в ходе каждого эксперимента. Типичные примеры такой спектральной динамики для испытуемых из каждой группы показан на рис. 1.

На рис. 1 видно, что после 120-секундной фоновой записи начинается процесс резонансного сканирования. С увеличением частоты стимуляции в спектрах ЭЭГ наблюдаются резонансные спектральные пики, точно совпадающие по частоте с текущей частотой стимуляции, а также резонансные спектральные пики на частоте второй гармоники. Эти спектральные пики образуют две наклонные линии, отражающие резонансную активацию ЭЭГ на частоте стимуляции и ее гармоники. После небольшой паузы начинается ЭЭГ-управляемая адаптивная нейростимуляция. Можно видеть, что выраженность резонансных пиков возрастает при стимуляции относительно фона. В целом, прирост спектральных амплитуд ЭЭГ при стимуляции относительно фона выше в случае использования шага в 3 с, чем при использовании шага в 6 с.

Для более точной, количественной оценки отмеченного различия для обеих групп было проведено сравнение мощности ЭЭГ-ритмов в фоне и при резонансном сканировании (рис. 2).

На рис. 2 видно, что под влиянием резонансного сканирования происходит увеличение мощности всех ритмов. Однако уровни значимости достигают только приросты, зарегистрированные для θ - и α -ритмов в группе с шагом резонансного сканирования в 3 с.

Для оценки эффектов, полученных в результате обоих видов стимуляции, сравнивали значения психофизиологических показателей, зарегистрированные до и после воздействий (табл. 2).

Данные табл. 2 показывают, что в обеих экспериментальных группах после стимуляции наблюдается рост мощности ритмов ЭЭГ относительно исходного уровня. Однако при коротком шаге в 3 с все приросты мощности достигают уровня значимости, тогда как при шаге в 6 с достоверное увеличение мощности отмечается только в отношении α -ритма ЭЭГ. Значимые ЭЭГ-эффекты в группе с шагом в 3 с сопровождаются достоверными сдвигами субъективных показателей — снижением уровня эмоциональной дезадаптации,

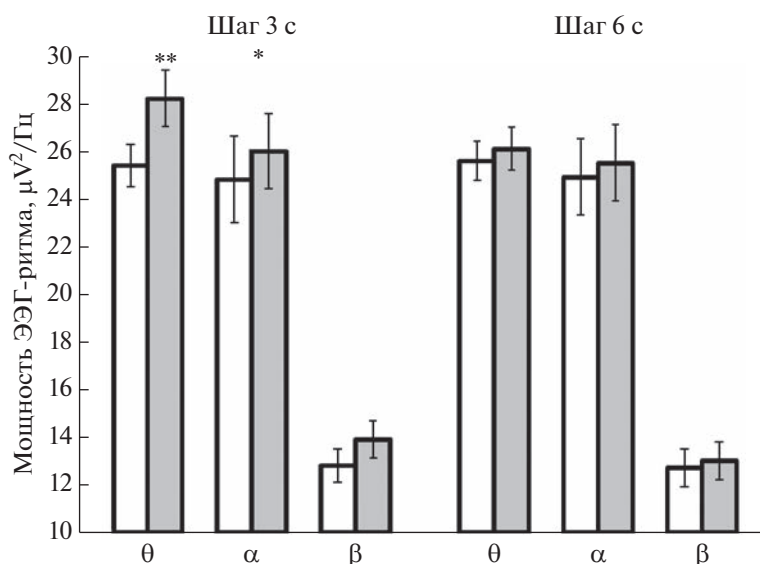


Рис. 2. Мощности θ -, α -, β -ритмов ЭЭГ в фоне (светлые столбцы) и во время (темные столбцы) резонансного сканирования.

* – $p < 0.05$; ** – $p < 0.01$.

уменьшением количества ошибок в тесте на распознавание слов и увеличением оценок самочувствия. При шаге в 6 с достоверное увеличение отмечено только для оценок самочувствия.

При опросе участников после окончания экспериментальных процедур выяснилось, что все испытуемые отмечали снижение уровня стресса и улучшение функционального состояния. Боль-

Таблица 2. Показатели ЭЭГ и результаты психологического тестирования до и после стимуляции в двух группах испытуемых

Показатель	Группа с шагом 3 с			Группа с шагом 6 с		
	до стимуляции	после стимуляции	уровень различий p	до стимуляции	после стимуляции	уровень различий p
Мощность θ -ритма ЭЭГ, $\mu V^2/Гц$	25.4 ± 0.9	26.5 ± 0.9	0.010	25.6 ± 0.8	26.2 ± 0.7	0.065
Мощность α -ритма ЭЭГ, $\mu V^2/Гц$	25.2 ± 0.8	28.5 ± 0.8	0.001	25.3 ± 0.8	26.2 ± 0.9	0.008
Мощность β -ритма ЭЭГ, $\mu V^2/Гц$	12.8 ± 0.7	13.9 ± 0.8	0.005	12.7 ± 0.8	13.1 ± 0.8	0.060
Эмоциональная дезадаптация, баллы	4.3 ± 0.3	3.3 ± 0.3	0.026	4.3 ± 0.5	3.8 ± 0.4	0.241
Ошибки в тесте узнавания слов (единиц)	4.5 ± 0.4	2.7 ± 0.3	0.001	4.4 ± 0.3	4.1 ± 0.3	0.302
Тест САН: оценка самочувствия, баллы	48.0 ± 2.4	50.9 ± 2.4	0.003	48.2 ± 2.1	50.9 ± 2.1	0.038
Тест САН: оценка активности, баллы	46.6 ± 2.0	48.7 ± 2.0	0.128	46.7 ± 2.0	47.9 ± 2.4	0.481
Тест САН: оценка настроения, баллы	49.7 ± 2.0	52.5 ± 1.9	0.113	49.5 ± 1.9	50.7 ± 1.9	0.326

Примечание: величины с уровнем значимости $p < 0.05$ выделены жирным шрифтом.

шинство испытуемых оценили проведенные эксперименты как приятные и успокаивающие, особенно в группе с коротким (3 с) шагом резонансного сканирования.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Полученные данные свидетельствуют о том, что комбинация резонансного сканирования с ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляцией позволяет получать значимые позитивные эффекты при когнитивной реабилитации студентов, испытывающих экзаменационный стресс. Ключевую роль в этих эффектах играет предварительное резонансное сканирование, которое позволяет наблюдать динамику резонансных ответов ЭЭГ на частоте стимуляции (усвоение ритма) и на частоте гармоник (мультипликация ритма). Из литературы известно, что данные ЭЭГ-ответов отражают степень функциональной лабильности и нелинейность реакций головного мозга на стимуляцию, обусловленные резонансными механизмами мозга [10], а также механизмами взаимодействия эндогенных и экзогенных колебаний [11, 12], механизмами нейронального вовлечения [13] и механизмами нейропластичности [14, 15]. Резонансное сканирование повышает реактивность мозга на последующую ЭЭГ-управляемую адаптивную нейростимуляцию, выступая в качестве своеобразной предварительной настройки мозга, вызывающей активацию потенциальных резонаторов в спектре ЭЭГ.

Судя по полученным результатам, такая преднастройка более эффективна при использовании коротких (3 с), а не более длительных (6 с) шагов увеличения частоты стимуляции. В этих случаях зарегистрированы максимальные приросты мощности ЭЭГ-ритмов, сопровождаемые значимыми изменениями субъективных показателей — снижением ошибок в тесте на распознавание слов, снижением уровня эмоциональной дезадаптации и увеличением оценок самочувствия. В основе выявленного различия лежит, на наш взгляд, соотношение резонансных и адаптационных механизмов мозга, играющих важную роль в реакциях нервной системы на ритмические световые воздействия. Можно предположить, что при коротких (3 с) длительностях шага происходит быстро формируемая и длящаяся после окончания стимуляции резонансная активация ЭЭГ [16, 17]. При более длительных (6 с) шагах главную роль начинают играть адаптационные механизмы ЦНС, а резонансная активация ЭЭГ сменяется адаптацией мозга к ритмической фотостимуляции [18, 19].

В пользу высказанного предположения свидетельствуют данные литературы, показывающие, что в качестве преднастройки для индукции нейропластичности и реактивности коры успешно используются разные виды сенсорной стимуля-

ции с быстро изменяющейся частотой. Среди них такие, как последовательность быстро повторяющихся слуховых или зрительных стимулов, т.е. тетаническая стимуляция [20], короткие серии световых воздействий в широком диапазоне частот, или “чирп”-стимуляция [21], а также четырехимпульсная стимуляция, при которой один разряд состоит из четырех коротких монофазных импульсов и подается каждые 5 с в течение 30 мин [22]. Следует подчеркнуть, что, по сравнению с перечисленными видами стимуляции, методика резонансного сканирования имеет очевидные преимущества, такие, как динамичность, программно-управляемые цифровые параметры стимуляции и возможность резонансно активировать тонкую структуру индивидуального спектра ЭЭГ.

Благодаря выполнению резонансного сканирования перед ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляцией у обеих групп испытуемых наблюдалось достоверное увеличение мощности α -ритма ЭЭГ, сопровождаемое позитивными данными когнитивного тестирования. Близкие результаты были получены при использовании музыкального нейробиоуправления у здоровых людей [23]. Однако авторы добились успешной индукции α -волн и улучшения когнитивных функций после длительного периода обучения, тогда как в нашем исследовании подобные положительные эффекты были достигнуты уже после одной лечебной процедуры. Это преимущество позволяет рассматривать комбинацию резонансного сканирования с ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляцией как оригинальный вид осциллотерапии [24], который через выявление и активацию индивидуальных ЭЭГ-осцилляторов может эффективно и быстро корректировать стресс-индуцированные состояния и обеспечивать когнитивную реабилитацию у лиц, испытывающих экзаменационный стресс.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, параметры предварительного резонансного сканирования оказывают существенное влияние на эффективность ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляции при коррекции стресс-индуцированных состояний и когнитивной реабилитации студентов университета. Максимальные эффекты таких комбинированных воздействий достигаются при использовании коротких (3 с) длительностей шага увеличения частоты фотостимуляции. В результате оптимизации комплексных стимуляционных процедур значимые позитивные эффекты наблюдаются уже после однократных лечебных воздействий за счет прогрессивного вовлечения резонансных и интеграционных механизмов мозга и механизмов нейропластичности. Разработанный комбинированный подход к нейростимуляции после допол-

нительных экспериментальных исследований может быть использован в реабилитационных мероприятиях широкого профиля, при коррекции и реабилитации состояния специалистов экстремальных профессий, в кабинетах психологической разгрузки на производстве, в образовательных учреждениях для активизации познавательной деятельности человека и процессов его обучения, а также в научных исследованиях.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены Этическим комитетом Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского (Нижний Новгород) (протокол № 46 от 11.02.2021).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа выполнена при поддержке РНФ (грант № 22-18-20075).

Благодарности. Авторы выражают благодарность Д.В. Кузнецову, принимавшему участие в регистрации и первичной обработке ЭЭГ.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

Вклад авторов. А.И. Федотчев, С.А. Полевая, С.Б. Парин — идея работы и планирование эксперимента, написание и редактирование манускрипта, С.А. Полевая, С.Б. Парин — руководство работой, методическая разработка, планирование эксперимента и сбор данных, А.И. Федотчев, С.Б. Парин — обработка данных.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Farkhondeh Tale Navi F., Heysieattalab S., Ramathan D.S. et al. Closed-loop Modulation of the Self-regulating Brain: A Review on Approaches, Emerging Paradigms, and Experimental Designs // *Neuroscience*. 2022. V. 483. P. 104.
2. Wendt K., Denison T., Foster G. et al. Physiologically informed neuromodulation // *J. Neurol. Sci.* 2022. V. 434. P. 120121.
3. Fedotchev A., Parin S., Poleyaya S., Zemlianaia A. EEG-based musical neurointerfaces in the correction of stress-induced states // *Brain-Computer Interfaces*. 2021. V. 9. № 2. P. 1.
4. Савчук Л.В., Полевая С.А., Парин С.Б. и др. Резонансное сканирование и анализ электроэнцефалограммы при определении зрелости корковой ритмики у младших школьников // *Биофизика*. 2022. Т. 67. № 2. С. 354.
Savchuk L.V., Poleyaya S.A., Parin S.B. et al. Resonance Scanning and Analysis of the Electroencephalogram in Determining the Maturity of Cortical Rhythms in Younger Schoolchildren // *Biophysics*. 2022. V. 67. № 2. P. 274.
5. Kawala-Sterniuk A., Browarska N., Al-Bakri A. et al. Summary of over Fifty Years with Brain-Computer Interfaces. A Review // *Brain Sci.* 2021. V. 11. № 1. P. 43.
6. Lejko N., Larabi D.I., Herrmann C.S. et al. Alpha Power and Functional Connectivity in Cognitive Decline: A Systematic Review and Meta-Analysis // *J. Alzheimers Dis.* 2020. V. 78. № 3. P. 1047.
7. Poleyaya S.A., Parin S.B., Zemlyanaya A.A., Fedotchev A.I. Dynamics of EEG reactions under combination of resonance scanning and adaptive neurostimulation in patients with post-COVID syndrome // *Opera Med. Physiol.* 2022. V. 9. № 2. P. 103.
8. Доскин В.А., Лаврентьева Н.А., Мирошников М.Н., Шарай В.В. Тест дифференцированной самооценки функционального состояния // *Вопросы психологии*. 1973. Т. 19. № 6. С. 141.
Doskin V.A., Lavrent'eva N.A., Miroshnikov M.N., Sharai V.V. [Differential self-assessment test for functional state] // *Vopr. Psichol.* 1973. № 6. P. 141.
9. Катаев А.А., Бахчина А.В., Полевая С.А., Федотчев А.И. Связь между субъективными и объективными оценками функционального состояния человека (апробация методики экспресс-оценки уровня стрессированности) // *Вестник психофизиологии*. 2017. № 2. С. 62.
Kataev A.A., Bakhchina A.V., Poleyaya S.A., Fedotchev A.I. [Connection between subjective and objective estimates of human functional state (aprobation of rapid test for measurement of stress level)] // *Psychophysiology News*. 2017. № 2. P. 62.
10. Zhang G., Cui Y., Zhang Y. et al. Computational exploration of dynamic mechanisms of steady state visual evoked potentials at the whole brain level // *Neuroimage*. 2021. V. 237. P. 118166.
11. Coelli S., Tacchino G., Visani E. et al. Higher order spectral analysis of scalp EEG activity reveals non-linear behavior during rhythmic visual stimulation // *J. Neural. Eng.* 2019. V. 16. № 5. P. 056028.
12. Nuidel I.V., Kolosov A.V., Demareva V.A., Yakhno V.G. Using a Phenomenological Mathematical Model to Reproduce the Interaction of Endogenous and Exogenous Oscillations under Neurocontrol // *Modern Technol. Med.* 2019. V. 11. № 1. P. 103.
13. Otero M., Lea-Carnall C., Prado P. et al. Modelling neural entrainment and its persistence: influence of frequency of stimulation and phase at the stimulus offset // *Biomed. Phys. Eng. Express*. 2022. V. 8. № 4. <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ac605a>
14. Нарышкин А.Г., Галанин И.В., Егоров А.Ю. Управляемая нейропластичность // *Физиология человека*. 2020. Т. 46. № 2. С. 112.
Naryshkin A.G., Galanin I.V., Egorov A.Yu. Controlled Neuroplasticity // *Human Physiology*. 2020. V. 46. № 2. P. 216.
15. Tonti E., Budini M., Vingolo E.M. Visuo-Acoustic Stimulation's Role in Synaptic Plasticity: A Review of the Literature // *Int. J. Mol. Sci.* 2021. V. 22. № 19. P. 10783.

16. *Sato N.* Fast entrainment of human electroencephalogram to a theta-band photic flicker during successful memory encoding // *Front. Hum. Neurosci.* 2013. V. 7. P. 208.
17. *Otero M., Prado-Gutiérrez P., Weinstein A. et al.* Persistence of EEG Alpha Entrainment Depends on Stimulus Phase at Offset // *Front. Hum. Neurosci.* 2020. V. 14. P. 139.
18. *Yoshimoto S., Jiang F., Takeuchi T. et al.* Adaptation and visual discomfort from flicker // *Vision Res.* 2019. V. 160. P. 99.
19. *Zhuang X., Tran T., Jin D. et al.* Aging effects on contrast sensitivity in visual pathways: A pilot study on flicker adaptation // *PLoS One.* 2021. V. 16. № 12. P. e0261927.
20. *Sanders P.J., Thompson B., Corballis P.M. et al.* A review of plasticity induced by auditory and visual tetanic stimulation in humans // *Eur. J. Neurosci.* 2018. V. 48. № 4. P. 2084.
21. *Perenboom M.J., van de Ruit M., Zielman R. et al.* Enhanced pre-ictal cortical responsivity in migraine patients assessed by visual chirp stimulation // *Cephalalgia.* 2020. V. 40. № 9. P. 913.
22. *Matsumoto H., Ugawa Y.* Quadripulse stimulation (QPS) // *Exp. Brain Res.* 2020. V. 238. № 7–8. P. 1619.
23. *Takabatake K., Kunii N., Nakatomi H. et al.* Musical Auditory Alpha Wave Neurofeedback: Validation and Cognitive Perspectives // *Appl. Psychophysiol. Biofeedback.* 2021. V. 46. № 4. P. 323.
24. *Takeuchi Y., Berényi A.* Oscillotherapeutics – Time-targeted interventions in epilepsy and beyond // *Neurosci. Res.* 2020. V. 152. P. 87.

Efficiency of EEG-Guided Adaptive Neurostimulation Increases with the Optimization of the Parameters of Preliminary Resonant Scanning

A. I. Fedotchev^{a, *}, S. A. Polevaya^b, S. B. Parin^b

^a*Institute of Cell Biophysics, RAS, Pushchino, Russia*

^b*National Research Nizhny Novgorod State University named after N.I. Lobachevsky, Nizhny Novgorod, Russia*

*E-mail: fedotchev@mail.ru

The development and improvement of closed-loop methods for non-invasive brain stimulation is an actual and rapidly developing area of neuroscience. An innovative version of this approach, in which a person is presented with audiovisual therapeutic stimulation, automatically modulated by the rhythmic components of his electroencephalogram (EEG), is EEG-guided adaptive neurostimulation. The present study aims to experimentally test the assumption that the effectiveness of EEG-guided adaptive neurostimulation can be increased by optimizing the parameters of preliminary resonance scanning, which consists of LED photostimulation with stepwise increasing frequency in the range of θ -, α -, and β EEG-rhythms. In order to test this assumption, we compared the effects of two types of resonance scanning, which differ in the step length of the gradually increasing frequency of LED photostimulation. The experiments involved two equal groups of university students in a state of exam stress. Before EEG-guided adaptive stimulation, one of the groups underwent resonance scanning with a short (3 s), and the other with a long (6 s) step of a gradual increase in the frequency of photostimulation. Changes in the EEG and psychophysiological parameters were analyzed under the influence of combined (resonance scanning plus EEG-guided adaptive neurostimulation) interventions relative to the initial level. It was found that only with a short (3 s) step of increasing the frequency of photostimulation, significant increases in the power of EEG-rhythms are observed, accompanied by significant changes in subjective indicators — a decrease in the number of errors in the word recognition test, a decrease in the level of emotional maladaptation, and an increase in well-being scores. The revealed positive effects are already observed after single therapeutic procedures due to the optimal conditions for the involvement of the resonant and integration mechanisms of the brain and the mechanisms of neuroplasticity in the processes of normalization of body functions. The developed combined approach to neurostimulation after additional experimental studies can be used in a wide range of rehabilitation procedures.

Keywords: closed-loop non-invasive brain stimulation, rhythmic components of the EEG, automatic modulation, audiovisual stimulation, resonance mechanisms of the brain, cognitive rehabilitation, correction of stress-induced states.

УДК 612.821

ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ МОЗГОВЫХ СИСТЕМ ЭМОЦИОНАЛЬНО-МОТИВАЦИОННОЙ РЕГУЛЯЦИИ И СКЛОННОСТЬ К РИСКУ У ПОДРОСТКОВ

© 2023 г. Д. И. Ломакин*

ФГБНУ Институт возрастной физиологии РАО, Москва, Россия

*E-mail: lomakindima4@gmail.com

Поступила в редакцию 17.03.2023 г.

После доработки 23.05.2023 г.

Принята к публикации 08.06.2023 г.

Цель исследования состояла в выявлении связи между состоянием регуляторных систем мозга (РС), процессами эмоционально-мотивационной регуляции и склонностью к принятию рискованных решений у подростков. В исследовании принимали участие 95 подростков (возраст $\sim 13.96 \pm 1.13$, девочек 34%). Комплексное исследование каждого подростка включало: 1) анализ электроэнцефалограммы (ЭЭГ) спокойного бодрствования для выявления паттернов, отражающих неоптимальное состояние РС, 2) оценку индивидуальных особенностей мотивации достижения vs. избегания неудач с помощью теста мотивации достижения (ТМД), *Mehrabian Achieving Tendency Scale*, 3) оценку эмоционального интеллекта (ЭИ) с помощью методики *Mayer, Salovey, Caruso Emotional Intelligence test 2.0*, 4) оценку склонности к принятию рискованных решений с использованием монетизированной компьютерной игры *Balloon Analog Risk Task (BART)*. На основании структурного визуального анализа ЭЭГ подростки были отнесены к подгруппам в зависимости от наличия ЭЭГ-паттернов, отражающих неоптимальное функционирование регуляторных систем мозга: фронто-таламической (ФТС) — при наличии билатерально-синхронных θ -волн (4–6 Гц) в лобных и/или лобных и центральных отведениях, лимбической (ЛМБ) — при наличии групп билатерально-синхронных веретенообразных колебаний в низкочастотном α -диапазоне (6–10 Гц) в лобных и/или лобных и передневисочных отведениях и лобно-базальной (ЛБЗ) — при наличии всплеск билатерально-синхронной веретенообразной β -активности (20–30 Гц) в лобных, центральных и/или лобных и передневисочных отведениях, а при отсутствии признаков — к контрольной группе. Общим для всех групп со специфическими ЭЭГ-признаками было снижение показателя шкалы ЭИ, отражающей способность соотношения ощущений с эмоциональным состоянием. Продемонстрировано специфическое снижение показателей ЭИ в выделенных группах по сравнению с контрольной группой: в группе ФТС — по шкале понимания смешанных эмоций, в группе ЛМБ — по шкале фасилитации когнитивной деятельности посредством эмоций; в группе ЛБЗ — по шкале, отражающей способность к управлению собственными эмоциями. Показатели ТМД оказались смещенными в сторону мотивации достижения в группе ЛМБ. Посредством корреляции проанализированы связи показателей эмоционально-мотивационной регуляции с показателями склонности к риску в каждой ЭЭГ-подгруппе. Для ФТС и ЛМБ продемонстрирована положительная корреляция ставки *BART* со шкалой соотношения ощущений с эмоциональным состоянием. Для ЛМБ также выявлена положительная корреляция ставки в *BART* со шкалой понимания сложного состава эмоций и шкалами управления собственными эмоциями и управления эмоциями в отношениях с другими людьми. Во всех случаях у подростков с неоптимальным состоянием РС как показатели ЭИ, так и показатели склонности к принятию рискованных решений оказались ниже, чем в контрольной группе. Результаты обсуждаются с точки зрения влияния неоптимального состояния различных РС мозга у подростков на процессы эмоционально-мотивационной регуляции поведения.

Ключевые слова: склонность к риску, качественный анализ ЭЭГ, психофизиология подросткового возраста, регуляторные системы мозга, эмоциональный интеллект.

DOI: 10.31857/S013116462360026X, **EDN:** XHJWGQ

В подростковом возрасте молодые люди активно взаимодействуют с коллективами сверстников и начинают планировать будущее [1]. Усвоение поведенческих норм, характерных для

различных групп и, зачастую, противоречащих друг другу, опирается на навыки саморегуляции и социального интеллекта [2]. Произвольный контроль деятельности способствует интеграции со-

циальных норм и личных мотивов [3]. В то же время, под влиянием гормональных перестроек физиологических систем организма, в коре и глубинных структурах мозга, связанных с обеспечением оценки субъективной значимости событий, принятием решений, оценкой позитивных и негативных последствий собственных действий, происходят нейрохимические, структурные и функциональные трансформации [4, 5]. Наиболее восприимчивыми к действию биологических и социальных факторов развития являются интенсивно созревающие в этот период регуляторные системы мозга (РС) [6, 7], чувствительность которых к эмоциональному стрессу повышается, а адаптационные возможности снижаются [8]. Возрастные изменения функционирования РС могут приводить к отклонениям поведения в виде отказа от соблюдения социальных норм, трудностей взаимоотношения со сверстниками и взрослыми, повышенной эмоциональной лабильности, агрессии, склонности к риску, появлению и закреплению различного вида зависимостей [9].

В мозговом обеспечении целенаправленного поведения участвует множество зон префронтальной коры и подкорковых образований. Различия в структуре и связях определяют функциональную гетерогенность латеральной, орбитальной и медиальной частей префронтальной коры — ПФК [10]. Нейропсихологические, нейрокогнитивные и нейрофизиологические исследования мозга человека в норме и при локальных поражениях позволили выделить корково-подкорковые нейронные сети, функционально-специфичные в отношении отдельных компонентов регуляции когнитивной деятельности и поведения [11, 12].

Фронтоталамическая система (ФТС) объединяет префронтальные зоны коры и медиодорзальное ядро таламуса, которое, в свою очередь, имеет афферентные входы от амигдалы — ключевой структуры лимбической системы. Показано участие ФТС в избирательной модуляции корковых зон при произвольном направленном внимании и других компонентах управляющих функций [13]. Кроме этого, благодаря промежуточному положению между корой и амигдалой, таламус участвует в смене эмоциональных состояний [14, 15]. Исследования показывают, что в ситуации ожидания выигрыша или потери таламус посылает “предупреждающий” сигнал корковым зонам, функцией которого считается обновление информации для выбора наиболее эффективного способа достижения значимой награды [16]. Ряд исследований демонстрирует, что у подростков повышенная активация таламуса и некоторых других областей коррелирует с неприятием задержки получения награды [17]. Также неоптимальное состояние ФТС сочетается со снижением эмоционального интеллекта, в частности, показателей распознавания и использования эмоциональной

информации для оптимизации когнитивных процессов [18].

Фронтостриарная сеть с центром в орбитофронтальной коре и связями с подкорковой дофаминовой системой базальных ганглиев, обеспечивает обработку информации о вероятности достижения награды, и формирование стратегии деятельности в новой обстановке, когда информация о результатах поступает благодаря серии попыток [19, 20]. Учитывая то, что вентральный стриатум и прилежащее ядро чувствительны к различиям в объеме вознаграждения, а дорсальный стриатум чувствителен к вероятности результата [21], можно констатировать роль стриатума в процессе оценки действия на основе позитивной обратной связи (“лучше, чем ожидалось”) [22]. Совместная активность коркового и подкоркового компонентов лобно-базальной системы, формирует корковые репрезентации привычных реакций в ответ на эмоциональный стимул [23]. Ассоциация эмоциональной валентности стимула с вознаграждением вызывает позитивную эмоцию и мотивирует поведение достижения [24]. При этом в ряде исследований показано, что у подростков в сравнении со взрослыми повышена активность прилежащего ядра при ожидании награды и в ответ на ее получение в ситуации принятия рискованных решений [25]. Вместе с этим, неоптимальное функционирование базальных ганглиев может приводить к трудностям мотивации — дефициту трансляции ощущений в адекватные когнитивные или двигательные усилия, так как нарушается функция инициации и торможения паттернов эмоционального реагирования [26]. Дополнительным свидетельством роли базальных ганглиев в эмоционально-мотивационной регуляции служит снижение выраженности негативных эмоций после стимуляции субталамического ядра у больных болезнью Паркинсона [27]. Таким образом, неоптимальное состояние лобно-базальной системы может приводить к дефицитам мотивации на основе положительной обратной связи и трудностям регуляции эмоций.

Фронтоталимическая сеть с центром в медиальной части префронтальной коры, включая переднюю цингулярную извилину, осуществляет оценку соответствия заверченного или планируемого действия целям поведения на основе отрицательной обратной связи. У подростков с расстройством поведения обнаруживаются изменения в связях вентромедиальной ПФК с амигдалой [28]. У подростков с признаками эмоциональной черствости, агрессии, снижения эмпатии, обнаруживается снижение реактивности амигдалы в ответ на демонстрацию лица, изображающего страх [29], а также, трудности оценки негативных последствий собственных действий. В ряде исследований подростки со сниженной реактивностью амигдалы демонстрируют недостаточный учет

потенциального ущерба в ситуации проигрыша при принятии рискованных решений [25]. Таким образом, неоптимальное состояние фронто-лимбической сети может быть существенным фактором нарушений эмоциональной регуляции, трудностей оценки обратной связи и принятия решений.

В модели *B.J. Casey* [30] особенности поведения подростков рассматриваются как результат несбалансированности активности лимбических, стриарных и префронтальных регуляторных систем (*imbalance model*). Такая несбалансированность, по его мнению, обусловлена различной динамикой созревания корковых и подкорковых систем эмоционально-мотивационного контроля у подростков при опережающем созревании глубоких структур. Вместе с тем, основное допущение об опережающем созревании и, как следствие, более выраженном влиянии на поведение со стороны эмоционального реагирования по сравнению с системами когнитивного контроля, не находит однозначного подтверждения в данных морфологических исследований [31, 32].

Неоднозначность сведений об особенностях функционирования регуляторных систем мозга у подростков и ограниченность данных о связи между состоянием регуляторных систем, эмоциональным интеллектом, и мотивацией достижения у подростков делают актуальной задачу настоящего исследования — анализ процессов эмоционально-мотивационной регуляции и склонности к рискованным решениям в группах подростков с ЭЭГ-признаками неоптимального состояния фронто-таламической, фронто-лимбической и фронто-стриарной регуляторных систем.

В предыдущих исследованиях подростков была показана связь между неоптимальным функциональным состоянием фронто-таламических, лимбических и лобно-базальных структур и различными компонентами функций программирования, избирательной регуляции и контроля деятельности — управляющими функциями [33]. Учитывая представленные выше данные о связи этих РС не только с управляющими функциями, но и с различными составляющими эмоционально-мотивационной регуляции поведения, для исследования нейрофизиологических механизмов “подростковых” проблем представляло интерес проанализировать влияние неоптимального состояния фронто-таламических, лимбических и лобно-базальных структур на показатели эмоционального интеллекта, мотивационных предпочтений и склонности к принятию рискованных решений.

МЕТОДИКА

В настоящей статье представлены результаты анализа показателей эмоционально-мотивационной регуляции поведения у 95 подростков

(средний возраст — 13.96 ± 1.13 , девочек 34%), ранее принявших участие в исследовании управляющих функций [34–36].

Для оценки индивидуальных особенностей эмоционального интеллекта (ЭИ) использовали 8 шкал теста *Mayer Salovey Caruso Emotional Intelligence (MSCEIT)* [37, 38]: шкалы “Лица” (*faces*) и “Изображения” (*pictures*) отражают способность идентифицировать эмоциональную информацию персонажей на фотографиях лиц, изображений природы и в изображениях абстрактных узоров. Шкала “Ощущения” (*sensations*) отражает способность соотнести эмоцию с отдельными тактильными и сенсорными ощущениями. Шкала “Фасилитация” (*facilitation*) отражает способность использования эмоционально-мотивационной регуляции для повышения эффективности деятельности. Шкала “Смешанные” (*blends*) отражает способность описать в вербальной форме сложные эмоции. Шкала “Изменения” (*changes*) отражает способность соотнести изменения в эмоциональных состояниях с изменениями текущей деятельности. Шкалы “Управление эмоциями” (*emotion management*) и “Эмоциональные отношения” (*emotional relationships*) отражают способность к произвольному контролю эмоционального поведения. Индивидуальные баллы по каждой шкале вычисляются методом общего консенсуса: за каждое задание присваивается доля балла, соответствующая проценту таких же ответов в контрольной выборке, а общий балл по шкале представляет собой сумму баллов, начисленных по каждому пункту задания [39].

Для оценки склонности к принятию рискованных решений в данном исследовании использовали монетизированную компьютерную игру “*Balloon Analogue Risk Task*” (*BART*) [35, 40], в которой выигрыш зависит от способности испытуемого к выбору действия в ситуации неопределенности. При этом действие может принести большой выигрыш, но с низкой вероятностью (рискованное решение) или незначительный выигрыш с большей вероятностью. В игре предлагается надувать виртуальные шарик, 30 штук, один за другим. В начале каждой пробы нужно ввести число от 1 до 128 (ставка в игре), соответствующее числу подкачиваний шарика. Одно подкачивание приносит 30 копеек. Если шарик выдержит заданное количество накачиваний — сумма за попытку прибавляется к конечному выигрышу. Испытуемого предупреждают, что выигрыш складывается из суммы результатов за каждую успешную попытку, и о том, что шарик может лопнуть в любой момент (звук хлопка и изображение обрывков шарика на экране) и тогда сумма выигрыша останется равной предыдущей пробе, и начнется следующая попытка. Значение ставки, при которой шарик лопается, скрыто от участника и варьируется в квазислучайном порядке от 9 до 121

(в среднем 64). Итоговое денежное вознаграждение (от 100 до 300 рублей) участник получает в конце игры, что соответствует практике применения этого теста в других исследованиях [41]. Информация о том, сколько шаров осталось до конца игры, накопленная сумма, предыдущая ставка, демонстрируется на экране. В качестве основного параметра оценки склонности к рискованному поведению в тесте *BART* используется среднее значение ставки с 11-ой по 30-ую пробы с исключением первых 10 попыток [40]. В данном исследовании кроме среднего значения ставки после периода адаптации сравнивали значения ставки на каждом этапе игры — в начале (1–10 попытки), середине (11–20 попытки) и конце (21–30 попытки).

Для оценки индивидуальных мотивационных предпочтений использовали “Тест мотивации достижения (ТМД)” А. *Mehrabian* [42, 43]. Методика базируется на дихотомическом представлении о мотивации как стремлении к достижению успеха или избеганию неудач. Тест содержит утверждения об особенностях уровня притязаний, эмоциональной реакции на успех и неудачу, различиях в ориентации на будущее. Высокие показатели по этому тесту указывают на преобладание тенденции стремления к успеху, а низкие показатели — на тенденцию избегания неудачи.

ЭЭГ регистрировали до выполнения тестов, в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами, с помощью компьютерного электроэнцефалографа (*Electrical Geodesics, Inc.*, США) в полосе частот 0.1–70 Гц (частота оцифровки — 250 Гц) от 129 электродов, расположенных на шлеме *HydroCel GSN (HCGSN, США)*, один из которых (вертексный электрод) использовали в качестве референтного при записи ЭЭГ. В данной работе для визуального анализа кривых ЭЭГ использовали монополярный (с ипсилатеральными ушными референтными электродами) и биполярный (с большим и малым расстоянием между сенсорами) виртуальные монтажи, которые включали ограниченное количество отведений над левым и правым полушариями, локализация которых соответствовала международной системе 10–20%: затылочные ($O_{1,2}$), теменные ($P_{1,2}$), центральные ($C_{3,4}$), лобные ($F_{3,4}$), нижнелобные ($F_{7,8}$), передневисочные ($T_{3,4}$) и задневисочные ($T_{5,6}$). Описание и оценку индивидуальных особенностей функционирования коры и глубинных структур мозга в состоянии покоя проводили с помощью схемы структурного анализа ЭЭГ независимо двумя специалистами, без дополнительной информации об участниках. У каждого участника исследования в бинарной системе оценивали наличие/отсутствие ЭЭГ-паттернов, описанных выше. Критерием наличия определенных паттернов служило их появление в течение 10–15-минутной записи

не менее 3-х раз. Оценку записей проводили два эксперта, до обработки данных о поведенческих особенностях участников.

Согласно схеме структурного анализа ЭЭГ [33] к признакам неоптимального состояния ФТС относили группы билатерально-синхронных θ -волн (4–6 Гц) в лобных и/или лобных и центральных отведениях. К ЭЭГ-признакам неоптимального состояния лимбических структур (ЛМБ) относили группы билатерально-синхронных веретенообразных колебаний в низкочастотном α -диапазоне (6–10 Гц) в лобных и/или лобных и передневисочных отведениях. К ЭЭГ-признакам неоптимального состояния лобно-базальных структур (ЛБЗ) относили вспышки билатерально-синхронной веретенообразной β -активности (20–30 Гц) в лобных, центральных и/или лобных и передневисочных отведениях. Подробное описание ЭЭГ-паттернов, характеризующих неоптимальное состояние различных РС мозга, и их генез представлены в статье [33].

В соответствии с наличием одного из видов перечисленных выше ЭЭГ-паттернов (изолировано или в сочетании с непароксизмальными изменениями гипоталамического происхождения) были сформированы 3 подгруппы подростков. В четвертую контрольную группу (КНТР) вошли подростки без отклоняющихся паттернов или с непароксизмальными ЭЭГ-паттернами гипоталамического происхождения в виде вспышек генерализованных билатерально-синхронных острых волн α – θ -диапазона и/или веретенообразной высокочастотной активности α – β -диапазона. Непароксизмальные паттерны гипоталамического генеза регистрировали в большинстве случаев и расценивали как нормативные в подростковом возрасте [33]. Наполнение каждой подгруппы могло различаться при сравнении показателей разных тестовых процедур (табл. 1 и 2).

На первом этапе анализа данных для определения специфической связи индивидуальных особенностей эмоционально-мотивационной регуляции поведения и склонности к принятию рискованных решений с функциональным состоянием различных РС мозга проводили непараметрическое сравнение (*H*-тест Крускала–Уоллиса) показателей ЭИ, *BART*, ТМД в группах подростков, выделенных на основе структурного анализа ЭЭГ (см. раздел Методика). Для сравнения показателей каждой ЭЭГ-группы с контрольной группой проводили парный тест Манна–Уитни для независимых выборок. На втором этапе анализа был проведен корреляционный анализ показателей ЭИ, ТМД и склонности к риску в каждой подгруппе методом корреляция Пирсона.

Таблица 1. Описательная статистика и результаты непараметрической оценки межгрупповых различий шкал ЭИ в ЭЭГ-подгруппах

Шкалы ЭИ	КНТР ($n = 37$)			ФТС ($n = 14$)			ЛМБ ($n = 32$)			ЛБЗ ($n = 11$)			χ^2 (ст. св. = 3)	p
	М	25%	75%	М	25%	75%	М	25%	75%	М	25%	75%		
Лица	7.70	6.92	8.83	7.56	6.39	8.02	8.14	5.95	8.91	7.13	6.57	8.48	3.285	0.338
Изображения	12.78	10.92	15.61	11.48	5.28	14.22	11.85	7.89	14.60	12.88	10.46	14.50	2.681	0.451
Ощущения	5.54	4.91	6.24	3.26*	2.18	6.01	4.80*	3.15	5.70	4.26*	1.98	5.51	2.681	0.009
Фасилитация	5.76	5.07	6.38	5.45	3.09	6.44	5.18*	1.82	5.90	5.44	4.93	6.48	11.248	0.290
Смешанные	4.69	4.17	5.16	3.61*	2.24	4.01	4.82	3.24	5.06	3.67	2.93	4.93	3.817	0.054
Изменение	7.44	6.45	7.87	6.42	4.14	7.67	7.18	5.25	7.98	6.06	3.55	8.54	7.574	0.144
Управление	5.81	5.33	6.20	4.96	3.37	5.78	5.76	4.88	6.31	4.97*	3.23	5.81	5.396	0.077
Отношения	2.69	2.22	2.96	2.23	1.90	2.82	2.38	2.19	2.77	2.53	1.81	2.91	6.788	0.415

Примечание: ЭИ – шкалы эмоционального интеллекта. КНТР – контрольная группа. ФТС – подростки с признаками неоптимального состояния фронто-таламической системы. ЛМБ – подростки с признаками неоптимального состояния лимбической системы. ЛБЗ – подростки с признаками неоптимального состояния лобно-базальной системы. * – значимость $p < 0.05$ по U -Манн-Уитни в сравнении с контрольной группой.

Таблица 2. Описательная статистика и результаты непараметрической оценки межгрупповых различий показателей *BART* (Balloon Analog Risk Task) в ЭЭГ-подгруппах

<i>BART</i>	КНТР ($n = 48$)			ФТС ($n = 16$)			ЛМБ ($n = 45$)			ЛБЗ ($n = 17$)			χ^2 (ст. св. = 3)	p
	М	25%	75%	М	25%	75%	М	25%	75%	М	25%	75%		
1	49.10	36.83	58.45	39.25*	27.75	50.73	44.75	33.15	56.55	39.60	25.45	51.90	3.358	0.340
2	43.00	24.70	53.90	38.70	27.80	50.00	38.00	23.50	50.20	35.00*	23.50	40.40	3.581	0.310
3	48.60	37.90	57.40	35.30*	20.25	50.75	41.40	29.20	56.80	36.60*	26.60	50.80	7.095	0.069
4	45.00	35.20	58.90	42.80	30.60	54.55	44.20	32.20	60.20	40.70	25.00	53.90	1.956	0.582
5	0.60	0.50	0.73	0.68	0.60	0.75	0.65	0.55	0.75	0.65	0.50	0.80	1.805	0.614
6	116.55	92.55	135.00	112.95	80.70	136.05	119.10	87.00	145.80	105.00	81.30	136.50	0.839	0.840
7	164.00	155.00	178.00	174.00	160.00	181.00	176.00*	159.00	189.00	165.50	145.00	175.00	4.83	0.185

Примечание: 1 – средняя ставка с 11 по 30 попытку. 2 – средняя “ставка” с 1 по 10 попытку. 3 – средняя “ставка” с 11 по 20 попытку. 4 – средняя “ставка” с 21 по 30 попытку. 5 – доля попыток окончившихся успешно – шарик остался цел, выигрыш добавлен. 6 – сумма выигрыша за все попытки. 7 – опросник мотивации к достижению успеха и избеганию неудач Мехрабиана (ТМД). * – значимость $p < 0.05$ по U -Манн-Уитни в сравнении с контрольной группой.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Анализ эмоционально-мотивационных компонентов регуляции поведения. Значимые межгрупповые различия по шкалам *MSCEIT* (описание шкал см. в разделе Методика) без учета поправки на множественные сравнения (критерий значимости с поправкой $p = 0.05/8 = 0.006$) обнаружены для шкалы “Ощущения” ($p = 0.009$). Эти данные представлены в табл. 1, в последней колонке. Парные сравнения показателей ЭЭГ-групп, отличающихся наличием признаков неоптимального состояния определенных РС, с показателями контрольной группы выявили следующие различия: в группе с изменениями ЭЭГ фронто-таламического генеза выявлено снижение показателей

шкал “Ощущения” ($p = 0.024$) и “Смешанные” ($p = 0.006$). В группе с изменения ЭЭГ лимбического генеза выявлено снижение показателей шкал “Ощущения” ($p = 0.008$) и “Фасилитация” ($p = 0.058$). В группе с изменениями ЭЭГ лобно-базального генеза обнаружено снижение по шкалам “Ощущения” ($p = 0.015$) и “Управление эмоциями” ($p = 0.025$).

Значимые межгрупповые различия (с учетом всех групп) по показателям *BART* и ТМД не выявлены (табл. 2, последняя колонка). Тенденция ($p = 0.069$) к различиям между группами обнаружена для средней ставки по провам с 11 по 20 при выполнении теста *BART*. Парные сравнения с контрольной группой выявили различия в группах, отличающихся наличием специфических

Таблица 3. Корреляция средней ставки в тесте *BART* (*Balloon Analog Risk Task*) со шкалами ЭИ и показателями теста ТМД

ЭЭГ-подгруппы	КНТР ($n = 36$)	ФТС ($n = 14$)	ЛМБ ($n = 33$)	ЛБЗ ($n = 11$)
Лица	0.099	0.103	0.122	0.343
Изображения	0.038	0.081	0.136	0.168
Ощущения	-0.157	0.487	0.378 (0.036)	0.180
Фасилитация	-0.149	0.092	0.059	-0.206
Смешанные	0.166	0.269	0.491 (0.004)	-0.270
Изменения	0.117	-0.010	0.298	0.142
Управление	0.093	-0.116	0.518 (0.002)	-0.074
Отношения	0.053	-0.143	0.427 (0.015)	0.182
ТМД	0.245	-0.054	-0.036	-0.041

Примечание: обозначения групп см. табл. 1. ТМД — опросник мотивации к достижению успеха и избеганию неудач Мехрабиана. В скобках рядом со значениями коэффициента корреляции Пирсона указаны критерии значимости в случае $p < 0.05$.

ЭЭГ-паттернов. В группе ФТС средняя ставка (с 11 по 30 попытку) и ставка в середине игры (с 11 по 20 попытку) оказалась ниже, чем в контрольной группе ($U = 275.0$, $p = 0.05$ и $U = 233.0$, $p = 0.02$ соответственно). В группе ЛБЗ показатели средней ставки в начале и середине игры с 1 по 10 и с 11 по 20 попытки также ниже, чем в контрольной группе ($U = 274.50$, $p = 0.054$ и $U = 274.50$, $p = 0.059$ соответственно). Показатели опросника ТМД в группе ЛМБ были выше, чем в контрольной группе ($U = 528.50$, $p = 0.034$).

Корреляционный анализ показателей эмоционально-мотивационной регуляции и склонности к принятию рискованных решений. Исходя из выявленных на первом этапе анализа особенностей эмоционально-мотивационной регуляции поведения в группах со специфическими ЭЭГ-паттернами, представлялось целесообразным проанализировать возможную связь индивидуальных особенностей регуляции эмоций со склонностью к принятию рискованных решений (табл. 3). С этой целью был проведен внутригрупповой корреляционный анализ связи показателей ЭИ и ТМД со средней ставкой (с 11 по 30 пробы) в тесте *BART*.

В контрольной группе и группе ЛБЗ значимых корреляций обнаружено не было. В группе ЛМБ выявлена положительная связь между средней ставкой *BART* (11–30 попытки) и показателями эмоционального интеллекта по шкалам “Ощущения” ($r = 0.38$, $p = 0.036$), “Смешанные” ($r = 0.49$, $p = 0.004$), “Управление” ($r = 0.52$, $p = 0.002$), “Отношения” ($r = 0.43$, $p = 0.015$).

В группе ФТС выявлена положительная связь на уровне тенденции между средней ставкой *BART* и показателями эмоционального интеллекта по шкале “Ощущения” ($r = 0.487$, $p = 0.077$).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Обнаружено, что во всех группах, куда вошли подростки с признаками неоптимального состояния РС, показатель шкалы “Ощущения” в тесте на эмоциональный интеллект значимо ниже, чем в контрольной группе. Данная шкала ассоциируется со способностью актуализировать в памяти эмоцию и указать, в какой степени эмоции соответствуют отдельные сенсорные ощущения. Исследования указывают на доступность таких воспоминаний [44] и их стереотипичность [45] у взрослых. Согласно исследованию [46], способности опосредованного анализа эмоционально-значимой информации у подростков в сравнении со взрослыми могут не достигать дефинитивного уровня в силу более продолжительного созревания префронтальных отделов коры. Однако, учитывая, что все подростки, которые демонстрировали снижение по шкале “Ощущения”, имели изменения ЭЭГ глубинного происхождения, выявленные в нашем исследовании особенности эмоционально-мотивационной регуляции могут быть, скорее, результатом неоптимального функционирования глубинных звеньев РС мозга, чем возрастной незрелости префронтальной коры.

Помимо общего для всех ЭЭГ-групп снижения ЭИ по шкале “Ощущения” в отдельных группах обнаружены специфические особенности эмоционально-мотивационной регуляции. Группа с неоптимальным состоянием ФТС, характеризуется сниженными по сравнению с контрольной группой показателями шкалы “Смешанные”. Эта шкала оценивает понимание индивидом возможности испытывать одновременно различные и даже противоречивые эмоции [47], а это, в свою очередь, предполагает избирательную обработку информации о каждом эмоциональном состоя-

нии. Можно предположить, что выявленные в этой группе особенности оценки сложных эмоциональных состояний обусловлены трудностями избирательной регуляции обработки значимой информации, связанными с функциональной недостаточностью ФТС [48]. В группе ФТС величина ставки оказалась положительно связанной на уровне тенденции со шкалой “Ощущения” теста на ЭИ. Шкала “Ощущения” отражает способность соотнесения эмоций и ощущений, в основе которой лежит процесс кроссмодального сопоставления чувств (*feelings*) с ощущениями (*sensations*) [49]. Соотнесение значимости ощущений с репрезентациями действий при принятии решений может отличаться в случае неоптимального состояния ФТС, так как требует дополнительного когнитивного ресурса для удержания в памяти пересекающихся классов субъективных состояний [49]. Также известно, что снижение нисходящих влияний префронтальной коры к МД таламуса приводит к трудностям в задачах с принятием решений за счет ослабления связи между ощущением и репрезентацией предстоящего действия [50]. Учитывая положительную корреляцию между шкалой “Ощущения” и ставкой в игре *BART*, можно предположить, что избегание риска (ставка в группе ФТС ниже, чем в контрольной) в этой группе связано с трудностями соотнесения эмоционального и когнитивного опыта для формирования цели.

В группе ЛМБ обнаружено снижение по шкале “Фасилитация” в сравнении с контрольной группой. Шкала “Фасилитации” отражает способность использования эмоционально-мотивационной регуляции для повышения эффективности деятельности [51]. С учетом того, что фронто-лимбическая сеть связана с оценкой соответствия собственных действий целям поведения на основе отрицательной обратной связи, можно предположить, что неоптимальное функциональное состояние лимбической системы [25] может быть нейрофизиологической основой снижения показателей “Фасилитации” в этой группе.

В группе ЛМБ выявлены более многочисленные, чем в других группах, статистические связи между показателем склонности к принятию рискованных решений и шкалами эмоционального интеллекта: величина ставки в *BART* позитивно связана сразу с 4 шкалами ЭИ: “Смешанные”, “Изменчивость”, “Управление”, “Отношения”. Можно предположить, что в процессе принятия решений лимбическая система мозга в большей степени связана с обработкой эмоциональной информации. Согласно обзору [52], неоптимальное функционирование амигдалы сочетается со снижением эффективности регуляции эмоций, а снижение активации амигдалы в ответ на эмоционально-значимые характеристики стимулов может приводить к недостаточному учету эмоцио-

нальной информации при принятии решений при возможности вознаграждения [53]. Также в группе с неоптимальным состоянием лимбических структур показатель мотивационной регуляции сдвинут в сторону мотивации достижения по сравнению с контрольной группой, что согласуется с трудностями оценки негативных последствий своих действий при неоптимальном состоянии лимбических структур [33].

В группе ЛБЗ обнаружено снижение по шкале “Управление эмоциями” в сравнении с контрольной группой. Эта шкала отражает способность поддерживать оптимальную интенсивность эмоционального состояния для достижения цели. Согласно модели Моники Эрнст, именно неоптимальное состояние фронто-стриарной системы в виде повышенной реактивности на награду, может лежать в основе повышенной склонности к импульсивным решениям [54]. Учитывая, что неоптимальное функционирование ЛБЗ обнаруживает связь как с импульсивностью [55], так и с нарушением регуляции усилий адекватно величине награды [26], можно предположить, что именно неоптимальное функциональное состояние лобно-базальной системы может быть нейрофизиологической основой снижения показателей шкалы “Управление эмоциями” у подростков. В группе ЛБЗ не наблюдается связи между ставкой *BART* и шкалами ЭИ. Однако показатель ТМД в группе ЛБЗ находился преимущественно в зоне избегания неудач. Согласно обзорам [56, 57], роль базальных ганглиев в принятии решений состоит в инициации полезного действия и подавлении ответов, не приносящих вознаграждения. Можно предполагать, что, неоптимальное состояние лобно-базальной системы у подростков приводит к недооценке полезного решения и смещению мотивации в сторону избегания неудачи, что отчасти подтверждается сравнительно низкими ставками в начале и середине игры.

В нашем исследовании, подростки со специфическими признаками неоптимального состояния РС мозга обнаружили как снижение по шкалам ЭИ, так и снижение по показателю склонности к риску. При этом показатель мотивации смещен в сторону достижения успеха в группах ФТС (незначимо) и ЛМБ (значимо). Возможно, что такое рассогласование связано, с одной стороны, с недостаточной субъективной значимостью положительного результата в игре *BART* для участников исследования, а с другой стороны — с дефицитностью когнитивных (у ФТС) или эмоциональных (ЛМБ) аспектов регуляции деятельности. Дальнейшие исследования взаимосвязи склонности к принятию рискованных решений и различных аспектов регуляции поведения могут дать дополнительную информацию об особенностях принятия решений в присутствии вознаграждения у подростков.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Цель исследования состояла в выявлении связи между состоянием регуляторных систем мозга (РС), процессами эмоционально-мотивационной регуляции и склонностью к принятию рискованных решений у подростков. Комплексное исследование каждого подростка включало: 1) анализ ЭЭГ спокойного бодрствования для выявления паттернов, отражающих неоптимальное состояние РС, 2) оценку индивидуальных особенностей мотивации достижения vs. избегания неудач, 3) оценку эмоционального интеллекта (ЭИ), 4) оценку склонности к принятию рискованных решений. На основании структурного визуального анализа ЭЭГ подростки были отнесены к подгруппам в зависимости от наличия ЭЭГ-паттернов, отражающих неоптимальное функционирование фронто-таламической (ФТС), лимбической (ЛМБ) и лобно-базальной (ЛБЗ) регуляторных систем мозга, а при отсутствии признаков — к контрольной группе. Общим для всех групп со специфическими ЭЭГ-признаками было снижение показателя шкалы эмоционального интеллекта, отражающей способность соотнесения ощущений с эмоциональным состоянием. Помимо общих для всех групп с неоптимальным состоянием РС в каждой такой группе обнаружены специфические особенности эмоционально-мотивационной регуляции и склонности к принятию рискованных решений.

В группе с неоптимальным состоянием ФТС снижение эмоционального интеллекта по шкале понимания смешанных эмоций сочеталось с выбором неоптимальной стратегии принятия решений — пониженной ставкой в тесте *BART*. Это может быть связано с дефицитом избирательной регуляции обработки информации и трудностями соотнесения когнитивной и эмоциональной информации при принятии решений.

В группе с неоптимальным состоянием ФТС особенность эмоционального интеллекта проявилась преимущественно в снижении показателей шкалы «Фасилитация», отражающей способность использования эмоционально-мотивационной регуляции для повышения эффективности деятельности.

При этом показатели мотивации достижения успеха оказались выше, чем в других группах, а связи шкал эмоционального интеллекта с принятием решений в монетизированной игре наиболее многочисленны. Лимбическая система включает группу глубинных структур мозга, оказывающих преимущественное влияние на процессы эмоциональной и мотивационной регуляции [28]. Их роль заключается в том, чтобы способствовать адаптации, в частности, обеспечивая поведенческие механизмы достижения или избегания. При этом лимбическая система участвует в процессах

обработки информации об удовольствии и вознаграждении, а также в запечатлении событий, вызывающих сильные эмоциональные реакции. В подростковом возрасте в регуляторных системах мозга происходят структурные и функциональные изменения, и влияние гормональных изменений на лимбическую систему может усиливать эмоциональную реактивность, склонность к риску и поиску новых ощущений у подростков. При этом ряд исследований свидетельствует о том, что у подростков возрастает чувствительность отдельных частей лимбической системы в ответ на эмоционально и социально значимые события, что может приводить к повышению тревоги, подавленности и поведенческим трудностям. Можно предположить, что в силу неоптимального состояния корково-подкоркового взаимодействия фронто-лимбической системы у подростков, помимо когнитивных и эмоциональных процессов, рассогласованность может затрагивать и мотивационные аспекты регуляции деятельности.

Полученный результат свидетельствует в пользу специфической связи между неоптимальным состоянием различных регуляторных систем мозга и процессами эмоционально-мотивационной регуляции поведения у подростков. Наличие такой связи может быть причиной неоднозначности данных о склонности к риску в этом возрасте.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Института возрастной физиологии РАО (Москва).

Информированное согласие. Подростки участвовали в исследовании добровольно. Родители подростков представили письменное информированное согласие на участие своих детей в исследовании, подписанное после разъяснения потенциальных рисков и преимуществ, а также характера исследования.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Massey E.K., Gebhardt W.A., Garnefski N. Adolescent goal content and pursuit: A review of the literature from the past 16 years // *Dev. Rev.* 2008. V. 28. № 4. P. 421.
2. Blakemore S.J., Mills K.L. Is adolescence a sensitive period for sociocultural processing? // *Annu. Rev. Psychol.* 2014. V. 65. P. 187.
3. Kim-Spoon J., Deater-Deckard K., Calkins S.D. et al. Commonality between executive functioning and effortful control related to adjustment // *J. Appl. Dev. Psychol.* 2019. V. 60. P. 47.

4. *Paus T.* Mapping brain maturation and cognitive development during adolescence // *Trends Cogn. Sci.* 2005. V. 9. № 2. P. 60.
5. *Gladwin T.E., Figner B.* “Hot” cognition and dual systems: Introduction, criticisms, and ways forward / *Frontiers of cognitive psychology series: Neuroeconomics, judgment and decision making.* New York: Psychological Press, 2014. P. 157.
6. *Mateos-Aparicio P., Rodríguez-Moreno A.* The impact of studying brain plasticity // *Front. Cell. Neurosci.* 2019. V. 13. P. 66.
7. *Spear L.P.* The adolescent brain and age-related behavioral manifestations // *Neurosci. Biobehav. Rev.* 2000. V. 24. № 4. P. 417.
8. *Iacono L.L., Carola V.* The impact of adolescent stress experiences on neurobiological development // *Semin. Cell Dev. Biol.* 2018. V. 77. P. 93.
9. *Moffitt T.E.* Natural histories of delinquency / *Cross-national longitudinal research on human development and criminal behavior.* Springer, 1994. P. 3.
10. *Pandya D., Petrides M., Cipolloni P.B.* Cerebral cortex: architecture, connections, and the dual origin concept. Oxford University Press, 2015. 481 p.
11. *Sundram F., Deeley Q., Sarkar S. et al.* White matter microstructural abnormalities in the frontal lobe of adults with antisocial personality disorder // *Cortex.* 2012. V. 48. № 2. P. 216.
12. *de Oliveira-Souza R., Hare R.D., Bramati I.E. et al.* Psychopathy as a disorder of the moral brain: fronto-temporo-limbic grey matter reductions demonstrated by voxel-based morphometry // *Neuroimage.* 2008. V. 40. № 3. P. 1202.
13. *Мачинская Р.* Управляющие системы мозга // *Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова.* 2015. T. 65. № 1. С. 33.
Machinskaya R. [The brain executive systems] // *Zh. Vyssh. Nerv. Deiat. Im. I.P. Pavlova.* 2015. V. 65. № 1. P. 33.
14. *Barbas H., Zikopoulos B., Timbie C.* Sensory pathways and emotional context for action in primate prefrontal cortex // *Biol. Psychiatry.* 2011. V. 69. № 12. P. 1133.
15. *Lee S., Shin H.-S.* The role of mediodorsal thalamic nucleus in fear extinction // *J. Analytical Science and Technology.* 2016. V. 7. № 1. P. 13.
16. *Cho Y.T., Fromm S., Guyer A.E. et al.* Nucleus accumbens, thalamus and insula connectivity during incentive anticipation in typical adults and adolescents // *Neuroimage.* 2013. V. 66. P. 508.
17. *Christakou A., Brammer M., Rubia K.* Maturation of limbic corticostriatal activation and connectivity associated with developmental changes in temporal discounting // *Neuroimage.* 2011. V. 54. № 2. P. 1344.
18. *Krueger F., Barbey A.K., McCabe K. et al.* The neural bases of key competencies of emotional intelligence // *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 2009. V. 106. № 52. P. 22486.
19. *Leisman G., Braun-Benjamin O., Melillo R.* Cognitive-motor interactions of the basal ganglia in development // *Front. Syst. Neurosci.* 2014. V. 8. P. 16.
20. *Hikosaka O., Kim H.F., Yasuda M., Yamamoto S.* Basal ganglia circuits for reward value-guided behavior // *Annu. Rev. Neurosci.* 2014. V. 37. P. 289.
21. *Balleine B.W., Delgado M.R., Hikosaka O.* The role of the dorsal striatum in reward and decision-making // *J. Neurosci.* 2007. V. 27. № 31. P. 8161.
22. *Oldham S., Murawski C., Fornito A. et al.* The anticipation and outcome phases of reward and loss processing: A neuroimaging meta-analysis of the monetary incentive delay task // *Hum. Brain Mapp.* 2018. V. 39. № 8. P. 3398.
23. *Graybiel A.M.* Habits, rituals, and the evaluative brain // *Annu. Rev. Neurosci.* 2008. V. 31. P. 359.
24. *Sanders K., Jorgensen F., Shipton H. et al.* Performance-based rewards and innovative behaviors // *Hum. Resour. Manage.* 2018. V. 57. № 6. P. 1455.
25. *Ernst M., Nelson E.E., Jazbec S. et al.* Amygdala and nucleus accumbens in responses to receipt and omission of gains in adults and adolescents // *Neuroimage.* 2005. V. 25. № 4. P. 1279.
26. *Schmidt L., d'Arc B.F., Lafargue G. et al.* Disconnecting force from money: effects of basal ganglia damage on incentive motivation // *Brain.* 2008. V. 131. № 5. P. 1303.
27. *Ory S., Le Jeune F., Haegelen C. et al.* Pre-frontal-insular-cerebellar modifications correlate with disgust feeling blunting after subthalamic stimulation: A positron emission tomography study in P arkinson's disease // *J. Neuropsychol.* 2017. V. 11. № 3. P. 378.
28. *Arnsten A.F., Rubia K.* Neurobiological circuits regulating attention, cognitive control, motivation, and emotion: disruptions in neurodevelopmental psychiatric disorders // *J. Am. Acad. Child Adolesc. Psychiatry.* 2012. V. 51. № 4. P. 356.
29. *Marsh A.A., Finger E.C., Mitchell D.G. et al.* Reduced amygdala response to fearful expressions in children and adolescents with callous-unemotional traits and disruptive behavior disorders // *Am. J. Psychiatry.* 2008. V. 165. № 6. P. 712.
30. *Casey B.J.* Beyond simple models of self-control to circuit-based accounts of adolescent behavior // *Annu. Rev. Psychol.* 2015. V. 66. P. 295.
31. *Uematsu A., Matsui M., Tanaka C. et al.* Developmental trajectories of amygdala and hippocampus from infancy to early adulthood in healthy individuals // *PLoS One.* 2012. V. 7. № 10. P. e46970.
32. *Wierenga L.M., Langen M., Oranje B., Durston S.* Unique developmental trajectories of cortical thickness and surface area // *Neuroimage.* 2014. V. 87. P. 120.
33. *Мачинская Р., Захарова М., Ломакин Д.* Регуляторные системы мозга у подростков с признаками девиантного поведения. Междисциплинарный анализ // *Физиология человека.* 2020. T. 46. № 3. С. 37.
Machinskaya R., Zakharova M., Lomakin D. Brain Regulatory Functions in Adolescents with Signs of De-

- viant Behavior. An Interdisciplinary Analysis // Human Physiology. 2020. V. 46. № 3. P. 264.
34. Корнеев А.А., Захарова М.Н., Курганский А.В. и др. Прогностическое значение электроэнцефалографических и нейропсихологических показателей состояния регуляторных функций мозга для оценки вероятности отклонений поведения у подростков // Экспериментальная психология. 2021. Т. 14. № 1. С. 135.
Korneev A.A., Zakharova M., Kurgansky A.V. et al. Prognostic value of electroencephalographic and neuropsychological indicators of the state of regulatory functions of the brain to assess the likelihood of behavioral abnormalities in adolescents // Experimental Psychology (Russia). 2021. V. 14. № 1. P. 135.
 35. Ломакин Д., Корнеев А., Курганский А., Мачинская Р. Склонность к риску и девиантное поведение у подростков // Российский журн. когнитивной науки. 2018. Т. 5. № 4. С. 4.
Lomakin D.I., Korneev A.A., Kurgansky A.V., Machinskaya R.I. Risk-taking and deviant behavior in adolescents // Russ. J. Cogn. Sci. 2018. V. 5. № 4. P. 4.
 36. Мачинская Р., Курганский А., Ломакин Д. Возрастные изменения функциональной организации корковых звеньев регуляторных систем мозга у подростков. Анализ нейронных сетей покоя в пространстве источников ЭЭГ // Физиология человека. 2019. Т. 45. № 5. С. 5.
Machinskaya R., Kurgansky A., Lomakin D. Age-related trends in functional organization of cortical parts of regulatory brain systems in adolescents: an analysis of resting-state networks in the EEG source space // Human Physiology. 2019. V. 45. № 5. P. 461.
 37. Сергиенко Е., Ветрова И. Эмоциональный интеллект: русскоязычная адаптация теста Мэйера—Сэловея—Карузо (MSCEIT V2.0) // Психологические исследования. 2009. № 6 (8). С. 2.
 38. Cyders M.A., Smith G.T. Emotion-based dispositions to rash action: positive and negative urgency // Psychol. Bull. 2008. V. 134. № 6. P. 807.
 39. Mayer J.D., Salovey P., Caruso D.R., Sitarenios G. Measuring emotional intelligence with the MSCEIT V2.0 // Emotion. 2003. V. 3. № 1. P. 97.
 40. Pleskac T., Wallsten T., Wang P., Lejuez C. Development of an automatic response mode to improve the clinical utility of sequential risk-taking tasks // Exp. Clin. Psychopharmacol. 2008. V. 16. № 6. P. 555.
 41. Bornovalova M.A., Cashman-Rolls A., O'Donnell J.M. et al. Risk taking differences on a behavioral task as a function of potential reward/loss magnitude and individual differences in impulsivity and sensation seeking // Pharmacol. Biochem. Behav. 2009. V. 93. № 3. P. 258.
 42. Фетискин Н., Козлов В., Мануйлов Г. Социально-психологическая диагностика развития личности и малых групп: учебное пособие. М.: Издательство института психотерапии, 2009. 544 с.
 43. Mehrabian A. Male and female scales of the tendency to achieve // Educ. Psychol. Measur. 1968. V. 28. № 2. P. 493.
 44. Rime B., Philippot P., Cisamolo D. Social schemata of peripheral changes in emotion // J. Pers. Soc. Psychol. 1990. V. 59. № 1. P. 38.
 45. Nummenmaa L., Glerean E., Hari R., Hietanen J.K. Bodily maps of emotions // Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A. 2014. V. 111. № 2. P. 646.
 46. Somerville L.H., Jones R.M., Casey B. A time of change: behavioral and neural correlates of adolescent sensitivity to appetitive and aversive environmental cues // Brain Cogn. 2010. V. 72. № 1. P. 124.
 47. Plutchik R. Emotions and psychotherapy: A psycho-evolutionary perspective / Emotion: Theory, research and experience // Eds. Plutchik R., Kellerman H. Academic Press, USA, 1990. V. 5. P. 3.
 48. Мачинская Р., Сугрובה Г., Семенова О. Междисциплинарный подход к анализу мозговых механизмов трудностей обучения у детей. Опыт исследования детей с признаками СДВГ // Журн. высш. нерв. деят. им. И.П. Павлова. 2013. Т. 63. № 5. С. 542.
Machinskaya R., Sugrobova G., Semenova O. An interdisciplinary approach to analysis of the cerebral mechanisms of learning difficulties in children. Experience of studies of children with signs of ADHD // Neurosci. Behav. Physiol. 2015. V. 45. № 5. P. 58.
 49. Brackett M.A., Rivers S.E., Shiffman S. et al. Relating emotional abilities to social functioning: a comparison of self-report and performance measures of emotional intelligence // J. Pers. Soc. Psychol. 2006. V. 91. № 4. P. 780.
 50. Ouhaz Z., Fleming H., Mitchell A.S. Cognitive functions and neurodevelopmental disorders involving the prefrontal cortex and mediodorsal thalamus // Front. Neurosci. 2018. V. 12. P. 33.
 51. Alves H., Koch A., Unkelbach C. Why good is more alike than bad: Processing implications // Trends Cogn. Sci. 2017. V. 21. № 2. P. 69.
 52. Operskalski J.T., Paul E.J., Colom R. et al. Lesion mapping the four-factor structure of emotional intelligence // Front. Hum. Neurosci. 2015. V. 9. P. 649.
 53. Anticevic A., Van Snellenberg J.X., Cohen R.E. et al. Amygdala recruitment in schizophrenia in response to aversive emotional material: a meta-analysis of neuroimaging studies // Schizophr. Bull. 2012. V. 38. № 3. P. 608.
 54. Ernst M., Fudge J.L. A developmental neurobiological model of motivated behavior: anatomy, connectivity and ontogeny of the triadic nodes // Neurosci. Biobehav. Rev. 2009. V. 33. № 3. P. 367.
 55. Krepel N., van Dijk H., Sack A.T. et al. To spindle or not to spindle: A replication study into spindling excessive beta as a transdiagnostic EEG feature associated with impulse control // Biol. Psychol. 2021. V. 165. P. 108188.
 56. Pierce J.E., Péron J. The basal ganglia and the cerebellum in human emotion // Soc. Cogn. Affect. Neurosci. 2020. V. 15. № 5. P. 599.
 57. Killgore W.D., Smith R., Olson E.A. et al. Emotional intelligence is associated with connectivity within and between resting state networks // Soc. Cogn. Affect. Neurosci. 2017. V. 12. № 10. P. 1624.

The Functional State of Emotion-Motivational Brain Regulatory Systems and Risk-Taking Propensity in Adolescents

D. I. Lomakin*

Institute of Developmental Physiology, RAE, Moscow, Russia

**E-mail: lomakindima4@gmail.com*

The aim of this study was to identify relationships between the functional state of the different brain regulatory systems (BRS), voluntary control and emotional-motivational regulation in adolescents ($n = 95$, age $\sim 13.96 \pm 1.13$, girls 34%). We also analyzed the relationship between individual characteristics of emotional-motivational regulation and risk-taking tendencies in separated groups with specific EEG signs of suboptimal functional state of the BRS. Five tests were performed: 1) assessment of individual traits of achievement motivation vs. failure avoidance using the Mehrabian Questionnaire (TMD), 2) emotional intelligence (EI) using the MSCEIT 2.0, 3) assessment of propensity to risky decision-making by monetary computer game Balloon Analog Risk Task. On the basis of a qualitative analysis of the EEG, 4) the participants were classified into groups showing evidence of suboptimal functioning of the frontothalamic (FTS), limbic (LMB), frontobasal (FBZ) and to control group in the case of absence of specific signes. All groups, except control, showed a decrease in the EI scale, which associate sensations with emotions. A specific decrease in EI indicators was found in experimental groups in comparison with the control group: FTS — on the scale of understanding blended emotions; LMB — on the scale of facilitation of cognitive activity by emotions; FBZ group — on a scale reflecting the ability to manage one's own emotions. The indicators of the Mehrabian questionnaire showed propensity towards achievement motivation in the LMB. Correlations between EI, achievement motivation and risk-taking: in FTS, LMB a positive correlation of the risk-taking with the scale associate sensations with emotions. For LMB there is also a positive correlation between risk-taking, understanding and management of emotions. The results are discussed in terms of the influence of the suboptimal state of brain regulatory systems on the emotional and motivational regulation in adolescents.

Keywords: risk-taking, EEG qualitative analysis, neurocognitive development in adolescence, brain regulatory systems, emotional intelligence.

УДК 616.24-002.6+616.895.4+159.9.072.5+612.821

СООТНОШЕНИЯ ПСИХОЛОГИЧЕСКИХ И ЭЭГ-ПОКАЗАТЕЛЕЙ У БОЛЬНЫХ ДЕПРЕССИЕЙ, ПЕРЕНЕСШИХ COVID-19

© 2023 г. А. Ф. Изнак¹, *, Е. В. Изнак¹, Е. В. Дамянович¹,
В. М. Адамова¹, И. В. Олейчик¹

¹ФГБНУ Научный центр психического здоровья, Москва, Россия

*E-mail: iznak@inbox.ru

Поступила в редакцию 05.04.2023 г.

После доработки 21.05.2023 г.

Принята к публикации 08.06.2023 г.

С целью уточнения нейрофизиологических механизмов ухудшения психологического состояния после коронавирусной инфекции у 54 пациенток молодого возраста, больных депрессией и ранее перенесших COVID-19, проанализировали соотношения нейрофизиологических (ЭЭГ) и психологических (по опроснику *Symptom Check List-90-Revised – SCL-90-R*) показателей. Значения индексов ряда шкал опросника *SCL-90-R*, отражающие выраженность симптомов, связанных с ослаблением контроля деятельности и с повышенной возбудимостью в эмоциональной сфере, обнаружили достоверно положительные корреляции со значениями спектральной мощности частотных поддиапазонов электроэнцефалограммы (ЭЭГ), указывающих на сниженное функциональное состояние лобной коры, а также повышенную активацию стволовых и лимбических структур головного мозга. Структура корреляций между психологическими показателями и спектральными параметрами ЭЭГ у больных депрессией, перенесших COVID-19, свидетельствует, что психологический дискомфорт, сохраняющийся после заболевания (*long covid*), может быть обусловлен снижением функционального состояния лобных областей коры, а также “растормаживанием” стволовых и лимбических структур головного мозга, предположительно, за счет ослабления нисходящих тормозных влияний со стороны лобной коры.

Ключевые слова: COVID-19, депрессия, опросник *SCL-90-R*, количественная ЭЭГ.

DOI: 10.31857/S0131164623700352, **EDN:** WSKZDR

На фоне пандемии COVID-19 возросло число больных депрессией, в том числе, молодого возраста [1, 2]. По данным литературы, больные, перенесшие коронавирусную инфекцию, в течение длительного времени испытывают психологический и соматический дискомфорт (*long covid*) [3–5], вызывающий снижение работоспособности и качества жизни. У них также отмечается генерализованное замедление ЭЭГ в виде повышенного содержания θ - и Δ -активности, которое, по мнению ряда авторов, предположительно, отражает связанную с заболеванием диффузную энцефалопатию [6–9]. Уточнение нейрофизиологических механизмов ухудшения психологического состояния после коронавирусной инфекции представляет собой актуальную научную и медико-социальную задачу.

Целью исследования был анализ соотношений психологических и ЭЭГ-показателей у больных депрессией пациенток молодого возраста, перенесших COVID-19.

МЕТОДИКА

Психолого-нейрофизиологическое исследование проводили на базе лаборатории нейрофизиологии ФГБНУ “Научный центр психического здоровья” (г. Москва).

В исследование включали больных, страдающих депрессией и находящихся на стационарном лечении в клиническом отделе по изучению эндогенных психических расстройств и аффективных состояний ФГБНУ НЦПЗ.

Критерии включения в исследование: женский пол; возраст от 16-ти до 25-ти лет; наличие при госпитализации депрессивного расстройства без психотических симптомов в рамках состояний, отвечающих критериям рубрик F31.3–4, F34.0 и F21.3–4 + F34.0, по Международной Классификации Болезней МКБ-10; перенесение заболевания коронавирусной инфекцией в легкой или бессимптомной форме в период от 2-х до 6-ти месяцев до обследования; подписание пациентками информированного согласия на участие в исследовании. **Критерии не включения:** возраст моложе

16 и старше 25 лет; отрицание больными перенесения коронавирусной инфекции; наличие в текущем состоянии признаков органического заболевания ЦНС или хронических соматических заболеваний в стадии декомпенсации.

На основании перечисленных критериев в исследование отобрали 54 больных женского пола, в возрасте 16–25 лет (средний возраст 18.4 ± 2.6 лет), с депрессивными расстройствами разной степени тяжести (значения общей суммы баллов шкалы Гамильтона для депрессии *HDRS-17* варьировали от 15 до 30, в среднем 21.7 ± 6.0 баллов). 18 пациенток (33%) ранее переболели *COVID-19* в бессимптомной форме, 36 больных (67%) – в легкой форме, что характерно для лиц молодого возраста [10].

Количественная оценка психологического состояния пациенток. До начала курса терапии у всех больных, включенных в исследование, количественно оценивали психологическое состояние с использованием симптоматического опросника *SCL-90-R* (*Symptom Check List-90-Revised*) [11]. Он предназначен для оценки профиля и тяжести психологического состояния. Опросник *SCL-90-R* включает в себя 90 утверждений/вопросов относительно симптомов, которые в данный момент могут беспокоить пациента. Эти симптомы сгруппированы в 9 оценочных шкал: “соматизация”, “навязчивость”, “сенситивность”, “депрессия”, “тревожность”, “враждебность”, “фобия”, “паранойа” и “психотизм”. На каждый из 90 вопросов респондент отвечает по пятибалльной шкале (от 0 до 4), где 0 соответствует ответу “совсем не беспокоит”, а 4 – ответу “беспокоит очень сильно”. По результатам ответов пациенток вычисляли индексы показателей по 9-ти отдельным оценочным шкалам опросника *SCL-90-R*.

Психологические оценки, полученные у пациенток, переболевших коронавирусной инфекцией, с использованием опросника *SCL-90-R*, сравнивали с аналогичными данными, полученными нами ранее у группы из 42 больных депрессией, соответствующих больным основной группы по полу, возрасту, диагнозам, исходной тяжести (по шкале Гамильтона *HDRS-17*) и синдромальной структуре расстройств, но не болевших *COVID-19* [12], а также с нормативными данными здоровых испытуемых того же возраста, приведенными в работе [13].

Регистрация и анализ ЭЭГ. Всем больным до начала курса терапии проводили многоканальную регистрацию фоновой ЭЭГ в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами в 16-ти монополярных отведениях: $F_7, F_3, F_4, F_8, T_3, C_3, C_z, C_4, T_4, T_5, P_3, P_z, P_4, T_6, O_1$ и O_2 , по Международной системе 10-20, относительно ушных референтных электродов A_1 и A_2 . Сопротивление электродов не превышало 10 кОм. ЭЭГ записыва-

ли с помощью цифрового электроэнцефалографа “Нейро-КМ” (“Статокин”, Россия) с программным обеспечением “*BrainSys*” (“Нейрометрикс”, Россия) [14]. Полоса пропускания усилителя составляла 35 Гц, постоянная времени 0.1 с, частота оцифровки 200 Гц. Абсолютную спектральную мощность (СпМ) ЭЭГ анализировали в 8-ми узких частотных поддиапазонах: Δ – 2–4 Гц, θ_1 – 4–6 Гц, θ_2 – 6–8 Гц, α_1 – 8–9 Гц, α_2 – 9–11 Гц, α_3 – 11–13 Гц, β_1 – 13–20 Гц и β_2 – 20–30 Гц, на не менее 30-ти безартефактных 4-секундных эпохах.

Статистический анализ соотношений данных опросника SCL-90-R, полученных у пациенток, переболевших коронавирусной инфекцией, с нормативными данными, приведенными в работе [13] и с данными *SCL-90-R*, полученных нами ранее у группы больных, не болевших *COVID-19* [12], проводили с использованием непараметрического критерия Манна-Уитни для независимых выборок. Связи психологических и нейрофизиологических показателей в группе переболевших *COVID-19* выявляли методом ранговой корреляции (по Спирмену). Использовали пакет статистических программ *IBM SPSS v.22*.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В табл. 1 приведены значения индексов шкал опросника *SCL-90-R*, полученных у пациенток, переболевших коронавирусной инфекцией, а также полученных нами ранее у группы больных, не болевших *COVID-19* [12] и у здоровых испытуемых того же возраста (по [13]).

Приведенные в табл. 1 данные показывают, что значения индексов всех отдельных шкал опросника *SCL-90-R* в группе обследованных пациенток, переболевших коронавирусной инфекцией, были достоверно ($p < 0.001$) выше значений нормы (по [13]) и, за исключением шкалы “соматизация”, достоверно ($p < 0.05$) выше значений индексов всех шкал опросника *SCL-90-R* у группы больных, не болевших *COVID-19* (хотя клинические оценки тяжести депрессии, по шкале *HDRS-17*, у этих групп статистически не различались). Это свидетельствует о значительном психологическом дискомфорте, сохраняющемся после заболевания коронавирусной инфекцией, даже перенесенного в бессимптомной или в легкой форме.

Корреляции психологических и нейрофизиологических показателей. Значения индексов ряда шкал опросника *SCL-90-R* обнаружили достоверно положительные корреляции со значениями спектральной мощности некоторых частотных поддиапазонов ЭЭГ. Эти результаты приведены в табл. 2.

Значения индекса показателя “сенситивность” достоверно положительно ($p < 0.01$) коррелировали со значениями СпМ θ_2 (6–8 Гц) и

Таблица 1. Индексы показателей шкал *SCL-90-R* у пациенток, переболевших *COVID-19* (1), не болевших *COVID-19* (2) и здоровых испытуемых (3)

Группа	Соматизация	Навязчивость	Сенситивность	Депрессия	Тревожность	Враждебность	Фобия	Паранойя	Психотизм
1	1.24 ± 0.67	2.02 ± 0.83	1.97 ± 0.87	2.38 ± 0.65	1.73 ± 0.94	1.28 ± 0.30	1.36 ± 0.27	1.14 ± 0.75	1.11 ± 0.81
2	1.23 ± 0.81	1.79 ± 0.89	1.68 ± 1.01	1.83 ± 0.89	1.43 ± 1.03	0.86 ± 0.74	0.94 ± 0.86	0.98 ± 0.88	0.86 ± 0.64
3	0.55 ± 0.46	0.78 ± 0.54	0.95 ± 0.65	0.72 ± 0.55	0.58 ± 0.53	0.74 ± 0.65	0.32 ± 0.37	0.73 ± 0.59	0.44 ± 0.45

Примечание: 1 – данные группы пациенток, переболевших *COVID-19*; 2 – данные группы пациенток, не болевших *COVID-19*; 3 – данные группы здоровых испытуемых (по [13]).

α_1 (8–9 Гц) в передневисочных (F_7 , F_8), средневисочных (T_3 , T_4), центральных (C_3 , C_4) и теменных (P_3 , P_4) отведениях. Значения индекса показателя “враждебность” достоверно положительно ($p < 0.05$ – 0.01) коррелировали со значениями СпМ θ_2 (6–8 Гц) в лобных (F_3 , F_4), передневисочных (F_7 , F_8) и в центральных (C_3 , C_4) отведениях. Значения индекса показателя “паранойя” достоверно положительно ($p < 0.05$ – 0.01) коррелировали со значениями СпМ Δ (2–4 Гц) частотного поддиапазона ЭЭГ в лобных (F_3 , F_4) и в центральных (C_3 , C_4) отведениях, со значениями СпМ θ_1 (4–6 Гц) в лобных (F_3 , F_4), центральных (C_3 , C_4) и в теменных (P_3 , P_4) отведениях, а также достоверно положительно ($p < 0.01$) – со значениями СпМ θ_2 (6–8 Гц) и α_1 (8–9 Гц) частотных поддиапазонов ЭЭГ в лобных (F_3 , F_4), передневисочных (F_7 , F_8), центральных (C_3 , C_4), средневисочных (T_3 , T_4) и в теменных (P_3 , P_4) отведениях.

Значения индекса показателя “фобия” положительно коррелировали ($p < 0.05$ – 0.01) со значениями СпМ β_1 (13–20 Гц) в передневисочных (F_7 , F_8), средневисочных (T_3 , T_4) и в теменных (P_3 , P_4) отведениях, а значения индекса показателя “психотизм” достоверно положительно ($p < 0.05$) коррелировали со значениями СпМ α_3 (11–13 Гц) и β_1 (13–20 Гц) поддиапазонов ЭЭГ в теменных (P_3 , P_4) отведениях.

Значения коэффициентов корреляции остальных шкал опросника *SCL-90-R* (“соматизация”, “навязчивость”, “депрессия” и “тревожность”) со значениями СпМ ЭЭГ не достигли уровня статистической достоверности.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Количественная оценка психологического состояния пациенток с использованием опросника *SCL-90-R* показала, что значения индексов всех отдельных шкал опросника *SCL-90-R* в группе обследованных пациенток, переболевших коронавирусной инфекцией, были высоко достоверно выше нормативных значений здоровых испытуемых (по [13]), а также (за исключением шкалы

“соматизация”) достоверно выше значений индексов всех шкал опросника *SCL-90-R* у группы больных депрессией, не болевших *COVID-19* (хотя клинические оценки тяжести депрессии по шкале *HDRS-17* у этих групп статистически не различались). Это свидетельствует о дополнительном негативном влиянии коронавирусной инфекции на психологическое состояние больных депрессией и о значительном психологическом дискомфорте, сохраняющемся у них после заболевания *COVID-19*, даже перенесенного в бессимптомной или в легкой форме.

Наличие положительных корреляций выраженности психологических симптомов, беспокоящих обследованных больных депрессией, перенесших *COVID-19*, со спектральными параметрами ЭЭГ свидетельствует о том, что психологический дискомфорт, сохраняющийся после заболевания (*long covid*), связан с изменением пространственно-частотной организации работы головного мозга.

Индексы шкал показателей опросника *SCL-90-R* “сенситивность”, “враждебность” и “паранойя” отражают выраженность симптомов, связанных с обостренным и измененным эмоциональным восприятием (в виде повышенной ранимости, обидчивости, подозрительности, раздражительности, эмоциональной лабильности), что обусловлено дефицитом тормозного контроля эмоционального реагирования на субъективно воспринимаемые негативно внешние стимулы и обстоятельства.

Эти психологические показатели положительно коррелируют со значениями СпМ медленно-волновых частотных компонентов ЭЭГ – Δ , θ_1 , θ_2 и низкочастотного компонента α -ритма (α_1), отражающих, согласно классическим представлениям клинической нейрофизиологии [15], сниженное функциональное состояние лобных, центральных, височных и теменных областей коры. Эти результаты согласуются с данными литературы о генерализованном пост-ковидном замедлении ЭЭГ (в виде повышенного содержания Δ - и θ -активности), что, предположительно, отражает вызванную заболеванием диффузную энцефалопатию за счет поражения вирусом цереброваскулярной системы и активации процессов ней-

Таблица 2. Коэффициенты корреляции индексов шкал опросника *SCL-90-R* со значениями спектральной мощности узких частотных поддиапазонов ЭЭГ

Шкалы <i>SCL-90-R</i>	Коэффициенты корреляции (Спирмена) со значениями спектральной мощности ЭЭГ в указанных отведениях					
	Δ 2–4 Гц	θ_1 4–6 Гц	θ_2 6–8 Гц	α_1 8–9 Гц	α_3 11–13 Гц	β_1 13–20 Гц
Сенситивность			F_7 0.367** F_8 0.404** C_3 0.363** C_4 0.397** T_3 0.349** T_4 0.420** P_3 0.428** P_4 0.396**	F_7 0.425** F_8 0.345** C_3 0.391** C_4 0.359** T_3 0.344** T_4 0.281* P_3 0.362** P_4 0.427**		
Враждебность			F_3 0.240* F_4 0.277* F_7 0.346** F_8 0.363** C_3 0.248* C_4 0.253*			
Паранойя	F_3 0.301* F_4 0.304* C_3 0.317* C_4 0.316*	F_3 0.297* F_4 0.294* C_3 0.274* C_4 0.331** P_3 0.364** P_4 0.347**	F_3 0.370** F_4 0.369** F_7 0.411** F_8 0.443** C_3 0.384** C_4 0.391** T_3 0.383** T_4 0.482** P_3 0.422** P_4 0.382**	F_7 0.443** F_8 0.398** C_3 0.397** C_4 0.372** T_3 0.342** T_4 0.429** P_3 0.380** P_4 0.436**		
Фобия						F_7 0.309* F_8 0.238* T_3 0.286* T_4 0.337** P_3 0.316* P_4 0.351**
Психотизм					P_3 0.268* P_4 0.272*	P_3 0.245* P_4 0.322*

Примечание: ЭЭГ-отведения: F_3 , F_4 – левое и правое лобные; F_7 , F_8 – левое и правое передневисочные; C_3 , C_4 – левое и правое центральные; T_3 , T_4 – левое и правое средневисочные; P_3 , P_4 – левое и правое теменные, по Международной системе 10–20. * – $p < 0.05$; ** – $p < 0.01$.

ровоспаления [6–9]. В соответствии с представлениями о гиппокампальном происхождении θ -ритма ЭЭГ [16], корреляции психологических показателей с выраженностью θ -активности указывают на повышенную активацию лимбических структур головного мозга, тесно связанных с регуляцией эмоций.

Набор параметров ЭЭГ, входящих в структуру полученных корреляций, также соответствует частотному диапазону и корковой топографии так называемого “медленного сенсомоторного ритма”. Наличие этого θ -частотного ритма, согласное ранее полученным нами результатам [17, 18] и данным литературы [19, 20], ассоциируется с клиническими и нейропсихологическими признаками дисфункции лобных отделов коры головного мозга у психически больных разного возраста. Кроме того, показатель паранойяльности как серьезного нарушения мышления, включающего как искаженную интерпретацию окружающего, так и дефицит тормозного контроля деятельности, коррелирует, наряду с косвенным ЭЭГ-коррелятом лобной дисфункции – “медленным сенсомоторным ритмом”, с прямыми ЭЭГ-признаками “гипофронтальности” – сниженного функционального состояния лобных областей коры головного мозга, в виде медленноволновой Δ и θ_1 ЭЭГ-активности в лобных отведениях.

Индексы таких показателей опросника *SCL-90-R* как “фобия”, и “психотизм”, отражающих выраженность симптомов, связанных с повышенной возбудимостью в эмоциональной сфере, коррелируют с ЭЭГ-признаками повышенной активации стволовых структур головного мозга и “расторможенности” височно-теменных областей коры в виде высокочастотной α_3 - и β_1 -активности ЭЭГ. Такой дефицит торможения, предположительно, может быть следствием ослабления нисходящих тормозных влияний со стороны лобных отделов неокортекса, что наряду с “медленным сенсомоторным ритмом” [18, 20], также косвенно свидетельствует о лобной дисфункции.

Сниженное функциональное состояние лобных и префронтальных отделов коры характерно для многих психических заболеваний, включая депрессивные расстройства. Однако перенесение коронавирусной инфекции, по-видимому, усугубляет эту дисфункцию. Так, полученные в работе психометрические и ЭЭГ-данные и их корреляции, указывающие на роль снижения функционального состояния лобных областей коры в ухудшении психологического статуса обследованных больных депрессией после коронавирусной инфекции, согласуются с описанными в литературе результатами МРТ-исследований головного мозга пациентов, переболевших *COVID-19* даже в легкой форме [21]. У них отмечено уменьшение общего объема головного мозга, особенно,

серого вещества в орбито-фронтальной, первичной обонятельной коре и в парагиппокампальной извилине, что ассоциировалось с когнитивными, эмоциональными и поведенческими расстройствами.

В пользу пост-ковидного снижения функционального состояния лобных отделов коры, ответственных за эмоции, планирование и инициацию поведения [22], также свидетельствует астенический характер расстройств и жалоб пациентов (повышенная утомляемость, апатия, “туман в голове”) после перенесения коронавирусной инфекции [1–5, 12, 23].

Ограничения данной работы определяются относительно небольшим числом обследованных пациентов, что требует, в перспективе, увеличения объема выборки с целью уточнения взаимосвязей психологических и ЭЭГ-показателей у больных депрессией, перенесших *COVID-19*, и причин пост-ковидного психологического дискомфорта.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полученные результаты согласуются с данными литературы об ЭЭГ-коррелятах, а также о психиатрических и психологических последствиях коронавирусной инфекции, включая ее негативное влияние на психофизиологическое состояние больных депрессией, и позволяют предполагать, что психологический дискомфорт, длительно сохраняющийся после заболевания *COVID-19* (*long covid*), даже перенесенного в легкой или бессимптомной форме, может быть опосредован снижением функционального состояния лобных областей коры, а также “растормаживанием” стволовых и лимбических структур головного мозга, возможно, за счет ослабления нисходящих тормозных влияний со стороны лобной коры.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Научного центра психического здоровья (Москва) (протокол № 757 от 24.04.2021 г.).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Исследование поддержано РФФИ (грант № 21-18-00129).

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

Вклад авторов в публикацию. А.Ф. Изнак — разработка дизайна исследования, обзор публикаций по теме статьи, написание текста рукописи, проверка критически важного содержания, утверждение рукописи для публикации; Е.В. Изнак — сбор, анализ и интерпретация ЭЭГ-данных, статистическая обработка комплекса данных, написание текста рукописи, утверждение рукописи для публикации; Е.В. Дамянович — сбор ЭЭГ и психологических данных, утверждение рукописи для публикации; В.М. Адамова — сбор психологических данных; И.В. Олейчик — отбор и обследование больных, интерпретация клинических данных, утверждение рукописи для публикации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Мосолов С.Н. Проблемы психического здоровья в условиях пандемии COVID-19 // Журн. неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2020. Т. 120. № 5. С. 7.
Mosolov S.N. [Problems of mental health in the situation of COVID-19 pandemic] // Zh. Nevrol. Psikiatr. im. S.S. Korsakova. 2020. V. 120. № 5. P. 7.
2. Taquet M., Geddes J.R., Husain M. et al. 6-month neurological and psychiatric outcomes in 236 379 survivors of COVID-19: a retrospective cohort study using electronic health records // Lancet Psychiatry. 2021. V. 8. № 5. P. 416.
3. Мосолов С.Н. Длительные психические нарушения после перенесенной острой коронавирусной инфекции SARS-CoV-2 // Современная терапия психических расстройств. 2021. № 3. С. 2.
Mosolov S.N. Long-term psychiatric sequelae of SARS-CoV-2 infection // Current Therapy of Mental Disorders. 2021. № 3. P. 2.
4. Ceban F., Ling S., Lui L.M.W. et al. Fatigue and cognitive impairment in post-COVID-19 syndrome: A systematic review and meta-analysis // Brain Behav. Immun. 2022. V. 101. P. 93.
5. Premraj L., Kannapadi N.V., Briggs J. et al. Mid and long-term neurological and neuropsychiatric manifestations of post-COVID-19 syndrome: A meta-analysis // J. Neurol. Sci. 2022. V. 434. P. 120162.
6. Pastor J., Vega-Zelaya L., Martin Abad E. Specific EEG encephalopathy pattern in SARS-CoV-2 patients // J. Clin. Med. 2020. V. 9. № 5. P. 1545.
7. Petrescu A.-M., Taussig D., Bouilleret V. Electroencephalogram (EEG) in COVID-19: a systematic retrospective study // Neurophysiol. Clin. 2020. V. 50. № 3. P. 155.
8. Vellieux G., Rouvel-Tallec A., Jaquet P. et al. COVID-19 associated encephalopathy: is there a specific EEG pattern? // Clin. Neurophysiol. 2020. V. 131. № 8. P. 1928.
9. Sáez-Landete I., Gómez-Domínguez A., Estrella-León B. et al. Retrospective Analysis of EEG in Patients With COVID-19: EEG Recording in Acute and Follow-up Phases // Clin. EEG Neurosci. 2022. V. 53. № 3. P. 215.
10. Ludvigsson J.F. Systematic review of COVID-19 in children shows milder cases and a better prognosis than adults // Acta Paediatr. 2020. V. 109. № 6. P. 1088.
11. Derogatis L.R., Savitz K.L. The SCL-90-R and the Brief Symptom Inventory (BSI) in primary care / Handbook of Psychological Assessment in Primary Care Setting // Ed. Maruish M.E. N.Y.: Routledge, 2000. P. 297.
12. Изнак А.Ф., Изнак Е.В., Зозуля С.А. и др. Взаимосвязи клинических, нейрофизиологических и нейроиммунологических показателей у больных депрессией, перенесших COVID-19 // Психиатрия (Москва). 2023. Т. 21. № 2. С. 28.
Iznak A.F., Iznak E.V., Zozulya S.A. et al. Interrelations of Clinical, Neurophysiological and Neuroimmunological Parameters in Depressive Patients after COVID-19 // Psychiatry (Moscow). 2023. V. 21. № 2. P. 28.
13. Тарабрина Н.В. Практикум по психологии посттравматического стресса. СПб.: Питер, 2001. 272 с.
14. Митрофанов А.А. Компьютерная система анализа и топографического картирования электрической активности мозга с нейрометрическим банком ЭЭГ-данных (описание и применение). М., 2005. 63 с.
Mitrofanov A.A. [Computer system for analysis and topographic mapping of brain electrical activity with a neurometric bank of EEG data (description and application)]. М., 2005. 63 p.
15. Niedermeyer E., Lopes da Silva F. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. 5th edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia/Baltimore/New York, 2004. 1309 p.
16. Niedermeyer E. Hippocampic Theta Rhythm // Clin. EEG Neurosci. 2008. V. 39. № 4. P. 191.
17. Iznak A.F., Chayanov N.V., Gavrilova S.I. et al. EEG Mapping in Dementia of the Alzheimer Type // Dementia. 1992. V. 3. № 1. P. 44.
18. Изнак А.Ф., Жигульская С.Е., Рощина И.Ф. и др. ЭЭГ-корреляты “мягких” нарушений высших корковых функций // Физиология человека. 2001. Т. 27. № 1. С. 5.
Iznak A.F., Zhigul'skaya S.E., Roshchina I.F. et al. [EEG Correlates of “Mild” Impairments of Higher Cortical Functions] // Fiziologiya Cheloveka. 2001. V. 27. № 1. P. 5.
19. Niedermeyer E., Naidu S., Plate C. Unusual EEG Theta Rhythms over Central Region in Rett's Syndrome: Considerations of the Underlying Dysfunction // Clin. Electroencephalogr. 1997. V. 28. № 1. P. 36.
20. Niedermeyer E. Frontal lobe disinhibition, Rett syndrome and attention deficit hyperactivity disorder // Clin. Electroencephalogr. 2001. V. 32. № 1. P. 20.
21. Douaud G., Lee S., Alfaro-Almagro F. et al. SARS-CoV-2 is associated with changes in brain structure in UK Biobank // Nature. 2022. V. 604. № 7907. P. 697.
22. Лурия А.Р. Высшие психические функции человека и их нарушения при локальных поражениях

- мозга. 3-е издание. М.: Академический Проект, 2000. 512 с.
23. Гусев Е.И., Мартынов М.Ю., Бойко А.Н. др. Новая коронавирусная инфекция (COVID-19) и поражение нервной системы: механизмы неврологических расстройств, клинические проявления, организация неврологической помощи // Журн. неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2020. Т. 120. № 6. С. 7.
- Gusev E.I., Martynov M.Yu., Boyko A.N. et al. [Novel coronavirus infection (COVID-19) and nervous system involvement: pathogenesis, clinical manifestations, organization of neurological care] // Zh. Nevrol. Psikhiatr. im. S.S. Korsakova. 2020. V. 120. № 6. P. 7.

Relationships of Psychological and EEG Parameters in Depressive Patients Recovered from COVID-19

A. F. Iznak^{a, *}, E. V. Iznak^a, E. V. Damyanovich^a, V. M. Adamova^a, I. V. Oleichik^a

^a*Mental Health Research Centre, Moscow, Russia*

^{*}*E-mail: iznak@inbox.ru*

In order to clarify the neurophysiological mechanisms of psychological deterioration after coronavirus infection in 54 young female patients with depression who had previously undergone COVID-19, the relationships of neurophysiological (EEG) and psychological (according to the SCL-90-R inventory) parameters have been analyzed. The index values of some scales of the SCL-90-R questionnaire, reflecting the severity of symptoms associated with a weakening of control of activity and with increased excitability in the emotional sphere, significant positive correlations were found with the spectral power values of the EEG frequency subbands, indicating a reduced functional state of the frontal cortex, as well as increased activation of stem and limbic structures of the brain. The structure of correlations between psychological parameters and EEG spectral parameters in depressive patients who underwent COVID-19 indicates that psychological discomfort that persists after the disease (long covid) is associated with a decrease in the functional state of the frontal areas of the cortex, as well as with the “disinhibition” of the stem and limbic structures of the brain, possibly due to the weakening of the descending inhibitory influences from the frontal cortex.

Keywords: COVID-19, depression, SCL-90-R inventory, quantitative EEG.

УДК 612.82

СВЯЗЬ НЕЙРОННЫХ ОСЦИЛЛЯЦИЙ СУБТАЛАМИЧЕСКОГО ЯДРА В БЕТА-ДИАПАЗОНЕ С КЛИНИЧЕСКИМИ СИМПТОМАМИ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА

© 2023 г. К. Э. Сайфулина¹, *, В. И. Филюшкина¹, А. А. Гамалеев²,
А. А. Томский², А. С. Седов¹, Е. М. Белова¹

¹ФГБУН Федеральный исследовательский центр химической физики
имени Н.Н. Семёнова РАН, Москва, Россия

²ФГАУ “НМИЦ нейрохирургии имени академика Н.Н. Бурденко” МЗ РФ, Москва, Россия

*E-mail: kseniasayfulina@gmail.com

Поступила в редакцию 13.12.2022 г.

После доработки 27.03.2023 г.

Принята к публикации 10.05.2023 г.

Патологическое усиление β -осцилляций в субталамическом ядре (СТЯ) считается одним из основных нейрофизиологических биомаркеров болезни Паркинсона. Ряд данных указывает на возможные функциональные различия между низкочастотным (13–19 Гц) и высокочастотным (20–30 Гц) β -поддиапазонами, но полного понимания их специализации все еще нет. В исследование было включено 6 пациентов с болезнью Паркинсона (БП), которым вживляли в СТЯ электроды для глубокой стимуляции мозга (DBS). После операции электроды с помощью удлинителей временно выводили наружу, регистрацию локальных потенциалов СТЯ осуществляли до и после приема леводопы в постоперационный период. Была изучена связь между параметрами низкочастотной (13–19 Гц) и высокочастотной (20–30 Гц) β -активности и двигательными симптомами. Выраженность β -осцилляций оценивали по средней спектральной мощности в интересующем диапазоне и ряду других параметров. Средняя спектральная мощность в обоих поддиапазонах уменьшалась после приема препаратов леводопы. В низкочастотном β -поддиапазоне средняя спектральная мощность коррелировала с оценками по трем шкалам двигательных симптомов (UPDRS3, ригидность и гипокинезия), в то время как в высокочастотном β -поддиапазоне значение этого параметра коррелировало только с ригидностью. Помимо средней спектральной мощности анализировали количество и параметры пиков осцилляций, выявленных на спектрах в указанных диапазонах. Большинство обнаруженных пиков осцилляций было сосредоточено в высокочастотном β -поддиапазоне. После приема препаратов леводопы их число значительно сокращалось, тогда, как немногочисленные низкочастотные β -пики почти полностью исчезали, поэтому параметры этих осцилляций при переходе из периода выключения в период включения не анализировались. Частота и амплитуда высокочастотных β -пиков изменялись при переходе из периода выключения к периоду включения и коррелировали только с оценкой ригидности. Результаты показывают, что, хотя и низкочастотный, и высокочастотный β -диапазоны реагируют на изменения медикаментозного состояния пациентов, между ними существуют функциональные различия: низкочастотный β -диапазон неспецифически отражает двигательные симптомы, в то время как высокочастотный β -диапазон более специализирован и отражает преимущественно выраженность ригидности у пациентов с болезнью Паркинсона.

Ключевые слова: болезнь Паркинсона, локальные потенциалы, субталамическое ядро, гипокинезия, ригидность.

DOI: 10.31857/S0131164623700364, **EDN:** XCUXMI

Болезнь Паркинсона (БП) – второе в мире по распространенности нейродегенеративное заболевание, зачастую приводящее к инвалидизации и значительному снижению качества жизни.

Для снижения тяжести симптомов используется медикаментозная терапия, в частности, препарат леводопы – предшественник дофамина. Если медикаментозная терапия не дает удовле-

творительный эффект (при длительном приеме леводопы часто как побочный эффект развиваются т.н. лекарственные дискинезии – непроизвольные движения, – которые не корректируются препаратами, а наоборот, усиливаются на фоне лекарств), единственным доступным на сегодня способом облегчения симптомов остается DBS (*deep brain stimulation* – глубинная стимуляция мозга). Электроды для DBS устанавливаются в

подкорковые ядра в системе базальных ганглиев — бледный шар или субталамическое ядро (СТЯ), — и после подключения к генератору на контакты подается высокочастотная электрическая стимуляция, воздействующая на активность нейронов и нервных волокон в области стимуляции [1], что позволяет снизить выраженность симптомов. Наряду с лекарственной терапией, *DBS* ядер базальных ганглиев имеет доказанную клиническую эффективность [2]. Установка *DBS*-систем представляет уникальную возможность непосредственной записи активности СТЯ в мозге пациентов с двигательными расстройствами. Эффективность при БП других воздействий, в частности, неинвазивной стимуляции *TMS*, не доказана; существуют единичные исследования, где показано временное позитивное влияние *TMS* моторной коры на паркинсонические симптомы [3, 4], но прямое воздействие на базальные ганглии, функционирование которых нарушается при БП, *TMS* не может обеспечить из-за ограничения по глубине безопасного воздействия (около 3 см) [5]. Этот метод может служить только потенциальным дополнением к основной терапии, т.к. ни степень эффективности, ни удобство использования не позволяют рассматривать его как полноценную альтернативу *DBS*.

Одним из основных нейрофизиологических биомаркеров болезни Паркинсона считается повышенная осцилляторная активность в СТЯ в частотном β -диапазоне.

Первые указания на то, что β -активность в СТЯ может рассматриваться как потенциальный биомаркер БП, появились два десятилетия назад [6]. Существует много свидетельств того, что β -осцилляции становятся менее выраженными при приеме леводопы и на фоне *DBS* стимуляции, а масштаб снижения β -осцилляций коррелирует с выраженностью клинических улучшений [7]. Однако параметр средней спектральной мощности β -осцилляций в широком диапазоне частот (13–30 Гц) представляется довольно неспецифичным показателем [8], что обуславливает необходимость поиска более чувствительных и специфичных коррелятов различных патофизиологических проявлений БП.

Неинвазивные методы, такие как ЭЭГ, не столь информативны в изучении нейрофизиологии БП, как непосредственная запись активности базальных ганглиев методами локальных потенциалов и микроэлектродной регистрации. ЭЭГ-исследования при БП, в которых исследовали связь сигналов с медикаментозным состоянием и моторными симптомами, дают противоречивые [9]; в одной работе показали, что после приема леводопы мощность β -осцилляций в центрально-теменных отведениях (C_4 , P_3 , P_4 , P_z) повышается, и величина повышения отрицательно коррелирует со сте-

пенью снижения симптомов по шкале *MDS-UPDRS* III [10]. Однако в других исследованиях связи ЭЭГ с двигательными симптомами и приемом леводопы не было обнаружено [11, 12].

Множество научных данных указывает на функциональную неоднородность частотного β -диапазона с возможностью выделения двух β -поддиапазонов — низкочастотного (13–19 Гц) и высокочастотного (20–30 Гц). Так, согласно результатам исследования *S. Marceglia et al.* [13], дофамин по-разному влияет на эти два поддиапазона. Авторы наблюдали нелинейную корреляцию между низко- и высокочастотной β -активностью в локальных потенциалах СТЯ; корреляция спектральной мощности в двух указанных диапазонах была заметно выражена при недостатке дофамина в периоде выключения и снижалась после приема леводопы [13].

В недавнем исследовании *A. Oswal et al.* [14] показали, что нейронные цепи, задействованные в генерации низко- и высокочастотной β -активности, пространственно и функционально разделены. Они показали, что когерентность между дополнительной моторной областью и СТЯ в высокочастотном (21–30 Гц), но не низкочастотном (13–21 Гц) β -поддиапазоне коррелирует с плотностью волокон “гиперпрямого” пути, который соединяет эти две структуры. Авторы предположили, что высокочастотный β -диапазон отражает функциональную связь, опосредованную преимущественно “гиперпрямым” путем (проекции, идущие от моторной коры к СТЯ напрямую), тогда как низкочастотный β -поддиапазон связан с “непрямым” путем (проекции, идущие от коры к СТЯ через ряд структур). Опираясь на результаты исследования, авторы предположили, что терапевтический эффект *DBS* СТЯ преимущественно связан с подавлением активности в низкочастотном β -диапазоне.

Поиск нейрофизиологических маркеров патологической активности БП имеет большое значение для развития технологий *DBS*. Различение патологической и физиологической активности важно для персонализации настроек “классической” *DBS*. Стимуляция может проводиться с использованием разных комбинаций контактов электродов, и сейчас подбор оптимальных настроек осуществляется неврологом на основании клинической картины без учета особенностей активности мозга, что делает процедуру настройки длительной и трудоемкой. Выделение патологических паттернов в нейронной активности СТЯ в области вживления электрода и исследование их ассоциации с двигательными симптомами БП позволит в будущем значительно упростить процедуру подбора оптимальной программы стимуляции.

Таблица 1. Сводная таблица с информацией о пациентах, включенных в исследование

Пациент	Пол	Возраст	Длительность заболевания, лет	LED (эквивалентная доза леводопы)	UPDRS3 выкл/вкл до операции	Гипокинезия выкл/вкл до операции	Ригидность выкл/вкл до операции	Тремор выкл/вкл до операции	UPDRS3 выкл/вкл, 1 день	UPDRS3 выкл/вкл, 5 день
1	ж	47	20	1212.5	51/16	Справа: 9/1 Слева: 12/5	Справа: 5/2 Слева: 7/2	Справа: 1/0 Слева: 0/0	42/24	28/8
2	ж	62	14	2460	54/18	Справа: 12/3 Слева: 11/4	Справа: 5/0 Слева: 6/2	Справа: 1/0 Слева: 1/0	57/15	48/16
3	ж	44	8	880	57/12	Справа: 10/1 Слева: 10/2	Справа: 6/2 Слева: 5/0	Справа: 5/0 Слева: 2/0	41/15	52/13
4	м	62	13	3800	66/25	Справа: 14/5 Слева: 12/3	Справа: 7/3 Слева: 7/5	Справа: 1/0 Слева: 1/0	26/10	54/10
5	ж	56	9	500	51/23	Справа: 9/4 Слева: 12/9	Справа: 3/2 Слева: 5/3	Справа: 0/0 Слева: 5/0	35/22	26/15
6	ж	46	8	1511.5	48/11	Справа: 6/1 Слева: 11/3	Справа: 3/1 Слева: 6/3	Справа: 3/ Слева: 5/	49/11	NA/NA

Кроме того, одна из перспективных технологий – адаптивная *DBS* с обратной связью – предполагает настройку стимуляции в зависимости от текущей активности мозга. Поэтому для данного подхода крайне важно различать характеристики патологической и физиологической нейронной активности и исследовать ее корреляции с двигательными симптомами.

Хотя в большинстве исследований в качестве показателя ритмической активности в различных частотных диапазонах используется средняя спектральная мощность в указанном диапазоне, перспективным представляется изучение и других спектральных параметров – например, частотных характеристик, таких как пиковая частота осцилляций. Цель настоящего исследования – изучить функциональные различия низкочастотного и высокочастотного β -диапазонов при болезни Паркинсона и связь этих диапазонов с двигательными симптомами и медикаментозным состоянием. С этой целью проанализировали ряд параметров локальных потенциалов: среднюю спектральную плотность, количество пиков, пиковую частоту и амплитуду в обоих поддиапазонах β -частот.

МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие шесть пациентов с болезнью Паркинсона (44–62 года, средний возраст 52.8 ± 8.2 года, 5 женщин) (табл. 1). Критерием включения в исследование было от-

сутствие серьезных сопутствующих заболеваний, психиатрических нарушений, положительный ответ на лекарственную терапию, наличие дисконезий. Всем пациентам была проведена операция по вживлению электродов для *DBS* в ФГАУ “НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко” (г. Москва).

Электроды для *DBS* (*St. Jude*, модель 6178) были имплантированы в СТЯ билатерально с наружным выведением. Указанная модель электродов имеет 8 контактов для регистрации сигналов, как показано на рис 1. Локальные потенциалы регистрировали у пациентов в состоянии спокойного бодрствования на первый и пятый день после операции. В течение 12 ч до записи пациенты не принимали препараты леводопы. Во время записи пациенты располагались в кресле. Записи состояли из двух частей: до (в периоде выключения) и после приема леводопы (в периоде включения). В рамках исследования пациенты получали дозу, в 1.5 раза превышающую стандартную индивидуальную дозу леводопы.

Двигательные симптомы оценивались неврологом по шкале *UPDRS* перед обоими этапами исследования (в периоде выключения и периоде включения). Степень выраженности ригидности и гипокинезии оценивали отдельно для верхних и нижних конечностей левой и правой сторон тела, затем значения суммировали по каждой стороне. Пациенты, включенные в исследование, не являлись тремор-доминантными, поэтому данный симптом в рамках исследования не анализировали.

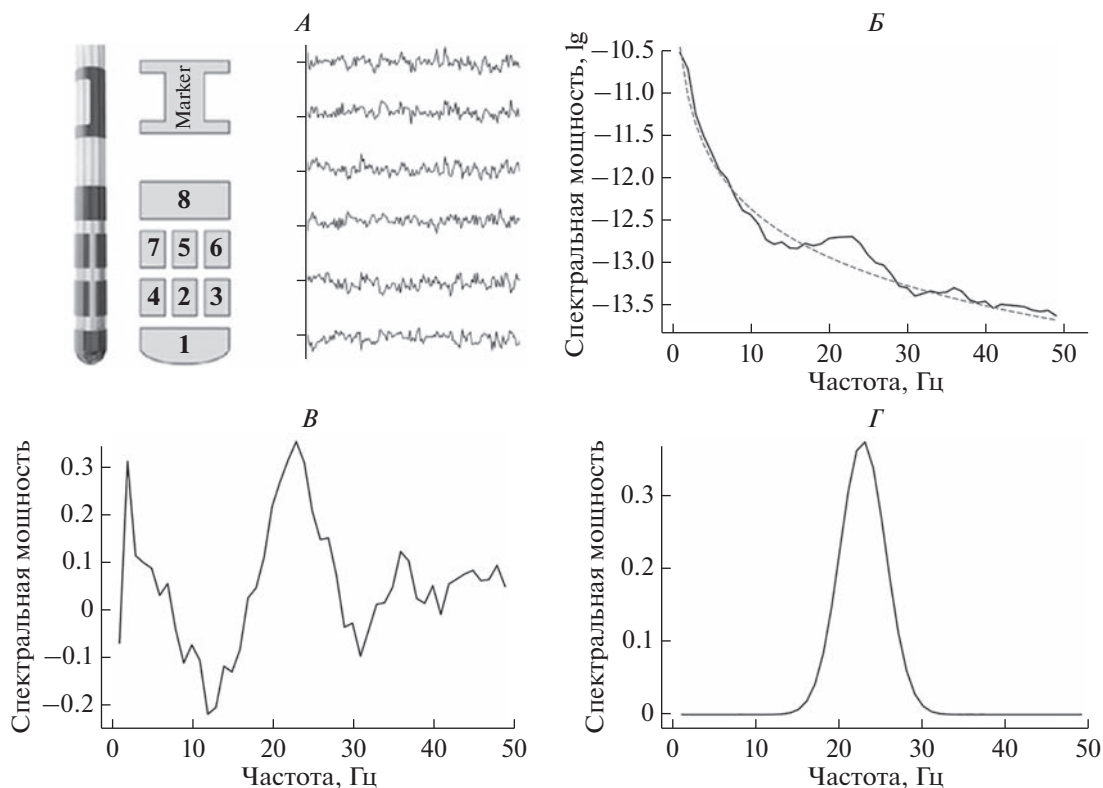


Рис. 1. Схема получения и обработки локальных потенциалов.

А — электрод для глубинной стимуляции мозга, схема расположения контактов на электроде и пример исходных сигналов; *Б* — исходный спектр и аperiodическая компонента сигнала; *В* — “уплощенный” спектр после вычитания аperiodической компоненты; *Г* — изолированный пик осцилляций.

Обработка и анализ сигналов. Предварительную обработку записей локальных потенциалов проводили при помощи скриптов на основе пакета *MNE Python* [15]. Предварительно локальные потенциалы были отфильтрованы полосовым фильтром в диапазоне 1–500 Гц, также был применен режекторный фильтр 50 Гц, участки записи с артефактами движения удаляли. Во всех записях были выделены 130-секундные (после удаления артефактов) интервалы для периодов включения и выключения. На основании паттернов нейронной активности, которую регистрировали с помощью микроэлектродов интраоперационно в ходе вживления электродов для *DBS*, определяли локализацию имплантированных электродов относительно границ СТЯ. Согласно этим данным, у всех пациентов все контакты электродов, кроме верхних, были расположены внутри СТЯ.

На основе регистрации сигналов с 8 контактов каждого электрода (монополярных отведений) путем попарного вычитания получали 15 биполярных отведений. Такие биполярные отведения в большей степени, чем монополярные, отражают активность внутри СТЯ, т.к. такой подход позволяет уменьшить влияние активности отдаленных источников на анализируемый сигнал. Для

всех биполярных локальных потенциалов рассчитывали спектральную плотность мощности в частотном диапазоне 1–50 Гц по методу Уэлча (рис. 1, *Б*). Затем выделяли из спектров аperiodическую компоненту (экспоненциальную составляющую, которая, как предполагается, отражает случайную активность, нейронный шум) и периодическую компоненту (пики осцилляторной активности), используя метод, описанный в статье *T. Donoghue et al.* и реализованный в программном пакете для *Python FOOOF* [16]. Мы анализировали “уплощенные” спектры, рассчитывая среднюю спектральную плотность мощности (“спектральную мощность”) в низкочастотном и высокочастотном β -диапазонах (рис. 1, *В*). Кроме того, мы анализировали осцилляторные пики в низкочастотном (13–20 Гц) и высокочастотном (20–30 Гц) β -поддиапазонах и получали пиковые частоты (значение частоты, соответствующее максимуму пика) и пиковые амплитуды (высоту пика в относительных единицах) для всех выделенных пиков осцилляций в интересующих нас диапазонах (рис. 1, *Г*).

Статистический анализ проводили в среде *R v 4.1.0* (<https://www.R-project.org/>). Мы анализировали следующие параметры локальных потен-

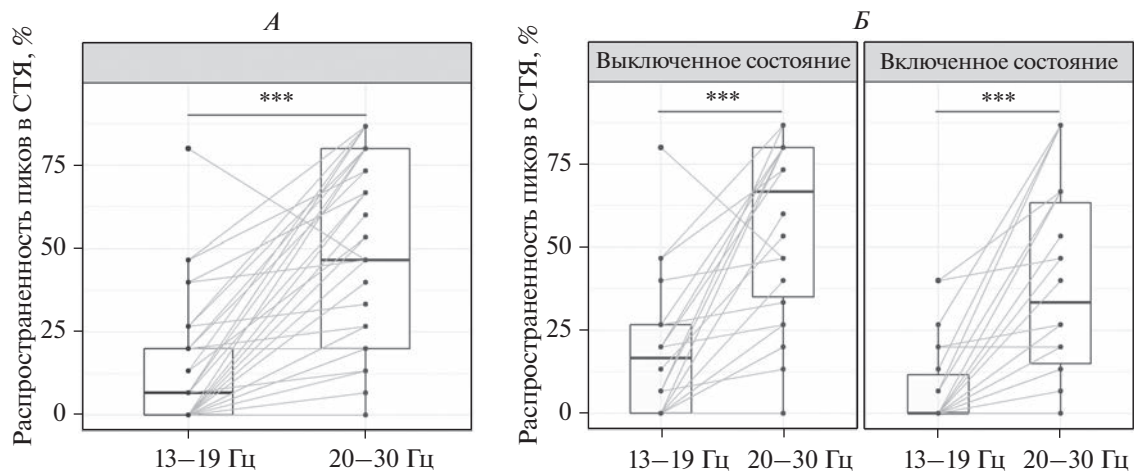


Рис. 2. Распространенность низкочастотных и высокочастотных β -пиков в субталамическом ядре (СТЯ).

А – боксплоты, показывающие распространенность β -пиков обоих поддиапазонов в СТЯ независимо от медикаментозного состояния. *Б* – боксплоты, показывающие распространенность β -пиков в обоих поддиапазонах отдельно для выключенного и включенного состояния пациента.

циалов: долю биполярных отведений, где присутствуют пики осцилляций в каждом из поддиапазонов; пиковую частоту; амплитуду пиков осцилляций; среднюю спектральную мощность в двух β -поддиапазонах. Изучали, как связаны эти параметры с медикаментозным состоянием и тяжестью двигательных симптомов, оцененных по шкале *UPDRS* (*UPDRS3*, гипокинезия, ригидность).

Для каждого пациента все параметры были рассчитаны для левого и правого СТЯ на первый и пятый день после операции: медианные значения вычисляли по всем биполярным отведениям. Таким образом, от каждого пациента в ходе анализа учитывали восемь наблюдений, соответствующих сочетанию трех условий: два медикаментозных состояния (период включения и период выключения), два дня регистрации сигналов (1-й и 5-й день после операции) и два ядра (в левом и правом полушарии).

Мы сравнивали параметры активности СТЯ в периодах включения и выключения при помощи парного теста Вилкоксона. Чтобы проверить, связаны ли данные параметры с двигательными симптомами, мы использовали линейные модели со смешанными эффектами [17] и корреляцию Спирмена. Анализ на основе моделей со смешанными эффектами был реализован с помощью пакетов *R lme4* [18] и *lmerTest* [19]. Степень выраженности симптома рассматривали как фиксированный эффект, а пациент, т.е. фактор индивидуальной изменчивости нейронной активности, – как случайный эффект. Значимость фиксированных эффектов оценивали с помощью приближения Кенварда-Роджера для степеней свободы [20]. В ходе анализа значения p -value < 0.05 рассматривали как статистически значимые.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Влияние медикаментозного состояния на низко- и высокочастотные β -осцилляции. Чтобы оценить распространенность низкочастотных и высокочастотных β -осцилляций в объеме СТЯ, мы подсчитали количество биполярных отведений с одиночными пиками осцилляций в низкочастотном и высокочастотном β -поддиапазонах и вычислили процентное соотношение таких отведений от общего числа отведений в СТЯ каждого полушария (15 отведений). Высокочастотные β -пики были шире распространены в СТЯ по сравнению с низкочастотными (медианы 46.7 и 6.7% соответственно, парный тест Вилкоксона, $p < 0.001$) (рис. 2, *А*) (объединенные данные по периодам включения и выключения). Это различие сохранялось и для периода включения, и для периода выключения по отдельности ($p < 0.001$ в обоих случаях) (рис. 2, *Б*).

Средняя спектральная мощность была ниже в периоде включения, чем в периоде выключения, в обоих β -поддиапазонах: низкочастотном (медианы 0.063 в периоде выключения и -0.1 в периоде включения, $p < 0.001$) и высокочастотном (медианы 0.24 в периоде выключения и 0.05 в периоде включения, $p < 0.001$) (рис. 3, *Б*).

Поскольку в низкочастотном β -поддиапазоне мы обнаружили слишком мало пиков осцилляций, далее анализировали только параметры высокочастотных β -пиков. После приема леводопы амплитуда высокочастотных β -пиков значительно уменьшилась (медианы 0.45 и 0.29, $p < 0.001$) (рис. 3, *В*), а пиковая частота осцилляций сместилась вправо, в сторону более высоких частот (медианы 24.3 и 26.8 Гц, $p = 0.029$) (рис. 3, *В*).

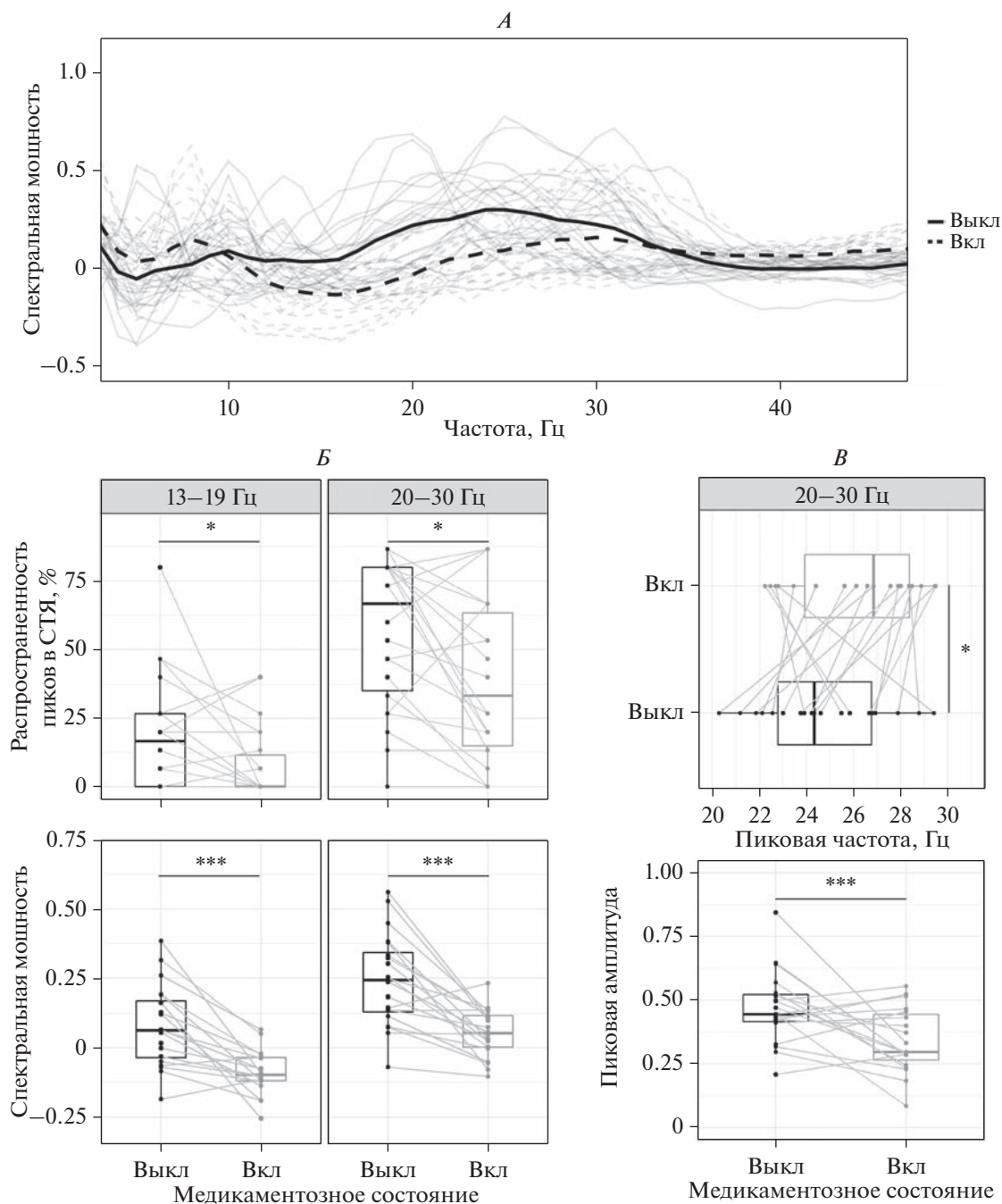


Рис. 3. Активность субталамического ядра (СТЯ) при различных медикаментозных состояниях пациентов (включенном и выключенном).

А – усредненная спектральная мощность осцилляций для локальных потенциалов субталамического ядра, включенных в исследование (после удаления экспоненциального компонента). *А*, сверху – распространенность осцилляторных пиков в СТЯ в зависимости от медикаментозного состояния и β -поддиапазона. *А*, внизу – средняя спектральная мощность в зависимости от медикаментозного состояния и бета-поддиапазона. *Б* – изменение параметров высокочастотных β -пиков в зависимости от медикаментозного состояния. *Б*, сверху – боксплоты, показывающие изменение пиковой частоты осцилляций после приема леводопы. *Б*, внизу – боксплоты, показывающие изменение амплитуды осцилляций после приема леводопы.

Связь низкочастотных и высокочастотных β -осцилляций с двигательными симптомами. Спектральная мощность осцилляций была сильнее связана с двигательными симптомами в низкочастотном

β -поддиапазоне, чем в высокочастотном. Средняя спектральная мощность в низкочастотном β -поддиапазоне положительно коррелировала с оценками по всем трем исследуемым шкалам двига-

тельных нарушений: гипокинезией ($p = 0.008$, $R^2 = 0.17$, рис. 4, А), ригидностью ($p < 0.001$, $R^2 = 0.31$, рис. 4, А) и оценкой *UPDRS3* ($p = 0.001$, $R^2 = 0.23$, рис. 4, А). В отличие от низкочастотного поддиапазона, мощность в высокочастотном β -поддиапазоне коррелировала только с оценкой ригидности ($p < 0.001$, $R^2 = 0.17$, рис. 4, А). Корреляции с гипокинезией не было выявлено ($p > 0.05$, $R^2 = 0.01$, рис. 4, А), как и корреляции с суммарной оценкой по шкале *UPDRS3* ($p = 0.008$, $R^2 = 0.05$, рис. 4, А).

Поскольку низкочастотные β -пики, выделенные на спектрах в СТЯ в ходе анализа, были слишком малочисленными, связь клинических симптомов БП и параметров осцилляций анализировалась только для высокочастотного β -диапазона. Амплитуда высокочастотных β -пигов менялась аналогично средней спектральной мощности в том же диапазоне: мы обнаружили слабую положительную корреляцию с оценкой ригидности ($p < 0.001$, $R^2 = 0.177$, рис. 4, Б); связь с оценками гипокинезии ($p = 0.002$, $R^2 = 0.029$, рис. 4, Б) и *UPDRS3* ($p = 0.02$, $R^2 = 0.052$, рис. 4, Б) была пренебрежимо слабой.

Второй исследованный параметр, пиковая частота осцилляций, показал слабую отрицательную корреляцию со шкалой ригидности ($R^2 = 0.13$, $p < 0.001$): чем выше была оценка по шкале ригидности, тем меньше была пиковая частота осцилляций в высокочастотном β -диапазоне (рис. 4, Б).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Главной целью настоящей работы было выявление параметров локальных потенциалов СТЯ, специфически связанных с двигательными симптомами при болезни Паркинсона. В центре нашего внимания было именно на β -диапазоне осцилляций, т.к. в большинстве источников говорится о его связи с медикаментозным состоянием и двигательными нарушениями у пациентов с БП [7, 21]. Однако в данном исследовании, принимая во внимание работы, указывающие на функциональную неоднородность данного диапазона частот [13, 14], было принято решение разделить β -осцилляции на два частотных поддиапазона с целью поиска более чувствительных и специфичных коррелятов для отдельных двигательных симптомов среди параметров осцилляций в указанных поддиапазонах.

В некоторых аспектах низкочастотный и высокочастотный β -поддиапазоны вели себя сходным образом. Полученные нами данные о том, что осцилляции в обоих поддиапазонах реагируют на прием леводопы, согласуются с литературными источниками; спектральная мощность β -осцилляций после приема леводопы уменьшалась,

распространенность осцилляторной активности в объеме СТЯ падала.

Но помимо сходных эффектов был обнаружен ряд различий между β -поддиапазонами. Прежде всего, стоит отметить более широкую распространенность высокочастотных β -пигов в СТЯ по сравнению с низкочастотными. Малочисленность обнаруженных пиков осцилляций в низкочастотном поддиапазоне затруднила детальный анализ их параметров, хотя именно в этом диапазоне среднее значение спектральной мощности коррелировало с оценками всех анализируемых двигательных симптомов. В то же время средняя спектральная мощность высокочастотных β -осцилляций коррелировала только с оценками по шкале ригидности.

Для высокочастотного β -поддиапазона удалось выделить и проанализировать больше параметров, причем все три исследованных параметра — средняя спектральная мощность, пиковая частота, амплитуда пика — значимо изменялись в зависимости от медикаментозного состояния. Два дополнительных параметра потенциально могут раскрыть больше информации о состоянии пациента, это позволяет говорить о том, что высокочастотный β -поддиапазон имеет большее значение при анализе медикаментозного состояния. В то время как средняя спектральная мощность и амплитуда пика взаимосвязаны, и можно ожидать их согласованного изменения, изменения в частоте пика осцилляций может отражать принципиально иные процессы в нейронных сетях — например, вовлечение дополнительных популяций нейронов, что, предположительно, облегчает моторный контроль при БП [22], или переход между разными функциональными состояниями [23]. Результаты немногочисленных исследований, изучающих изменение частоты осцилляций в связи с болезнью Паркинсона и уровнем дофамина, неоднозначны [24, 25]. Но часть из них демонстрирует конкордантные сдвиги между частотой и уровнем дофамина [26], что соответствует нашим наблюдениям (повышение частоты пика β -осцилляций при переходе из выключенного во включенное состояние) и говорит, что пиковая β -частота является потенциальным биомаркером двигательных нарушений.

Наблюдаемые различия характеристик активности в двух β -поддиапазонах хорошо укладываются в рамки представления о пространственном и функциональном разделении их источников. *A. Oswal et al.* получили свидетельства в пользу функциональной сегрегации двух поддиапазонов: согласно результатам их исследования, низкочастотные β -осцилляции связаны с “непрямым” путем, который соединяет кору и базальные ганглии через стриатум, а высокочастотный β -поддиапазон — с “гиперпрямым” путем, соединяю-

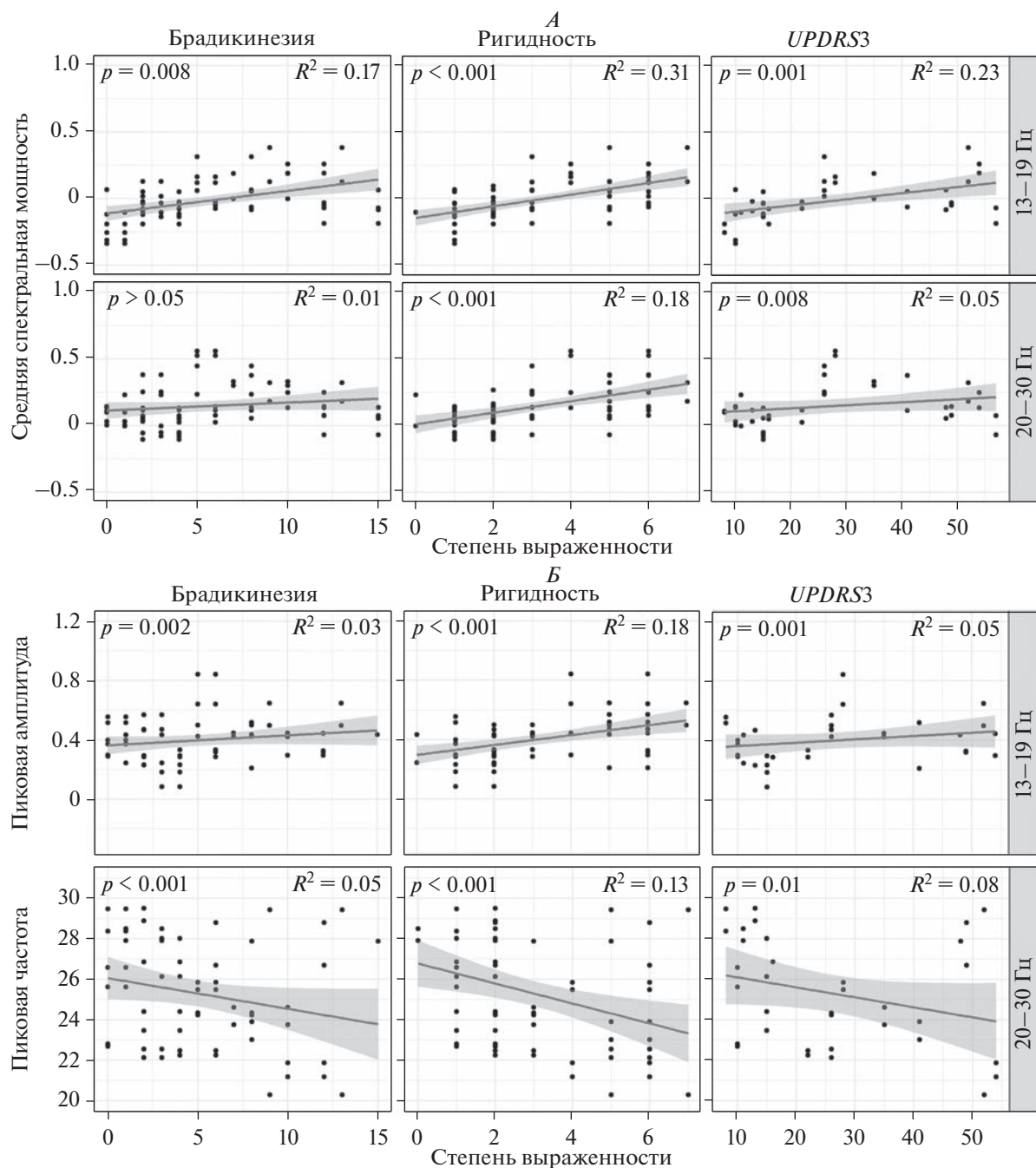


Рис. 4. Взаимосвязь параметров активности субталамического ядра (СТЯ) и степени выраженности двигательных симптомов.

А — связь средней спектральной мощности осцилляций в двух β -поддиапазонах с выраженностью двигательных симптомов, оцененных по шкале *UPDRS*: гипокинезия, ригидность и общий балл *UPDRS3*. *Б* — связь параметров высокочастотных β -пигов с выраженностью двигательных симптомов.

шим дополнительную моторную область коры с СТЯ напрямую [14]. Взяв за основу наблюдаемые в клиническом исследовании явления, авторы разработали вычислительную модель для симуляции нейронных процессов, способных генерировать эмпирически наблюдаемые ритмические

осцилляции. В нее включили два парных возбуждающе-тормозных сетевых генератора: кортикальную сеть с проекциями к подкорковым структурам, порождающую высокочастотную β -активность в базальных ганглиях (“гиперпрямой” путь), и реципрокные подкорковые контуры, способ-

ные генерировать низкочастотные β -осцилляции (“непрямой” путь). Согласно этой модели, при БП может повышаться активность в “гиперпрямым” пути, что выражается в усилении высокочастотной β -активности и, вероятно, опосредует возникновение избыточной синхронизации осцилляций в низкочастотном β -диапазоне в подкорковых структурах, которая, в свою очередь, может служить основой развития двигательных дисфункций. Эта модель хорошо согласуется с результатами нашего исследования, указывающими на разную специфичность низкочастотного и высокочастотного β -поддиапазонов по отношению к двигательным симптомам (лекарственная терапия и разные паркинсонические симптомы).

Как же пространственное разделение источников осцилляций в двух β -поддиапазонах связано со специфичностью к разным двигательным симптомам? В литературе существуют свидетельства в пользу того, что в основе симптомов гипокинезии и ригидности могут лежать разные нейрофизиологические механизмы. *M.D. Johnson et al.* в исследовании на макаках-резусах показали, что снижение степени выраженности ригидности и гипокинезии на фоне *DBS* стимуляции коррелирует с активацией разных нейронных путей [27]. Это позволяет предположить, что нарушения двигательного контроля, выражающиеся в повышенном мышечном тонусе (ригидность) и замедленности произвольных движений (гипокинезия), обусловлены разными нейронными источниками, которые, в свою очередь, могут генерировать осцилляции в разных β -поддиапазонах.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты настоящего исследования показывают, что низкочастотная β -активность отражает двигательные симптомы неспецифически, в то время как высокочастотные β -осцилляции более специализированы и отражают только ригидность. Данные настоящего исследования подтверждают гипотезу о функциональной специализации двух β -поддиапазонов и свидетельствуют в пользу дифференциального анализа осцилляций в широком β -диапазоне в дальнейших исследованиях.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным этическим комитетом Национального медицинского исследовательского центра нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко Минздрава России (Москва).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписан-

ное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 22-15-00344) (регистрация электрофизиологических данных), а также гранта Программы “Мозг” АНО “Научный центр перспективных междисциплинарных исследований “Идея” (анализ данных).

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

Вклад авторов в публикацию. А.С. Седов и Е.М. Белова разрабатывали концепцию и дизайн исследования, редактировали рукопись. В.И. Филюшкина, Е.М. Белова и А.А. Томский организовали сбор данных. А.А. Гамалея проводила клиническую оценку пациентов. К.Э. Сайфулина выполнила обработку данных, статистический анализ и написала первый вариант рукописи. Все авторы прочитали и одобрили представленную версию.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Бриль Е.В., Белова Е.М., Седов А.С. и др.* Современные представления о механизмах нейростимуляции при болезни Паркинсона // *Анналы клинической и экспериментальной неврологии*. 2022. Т. 16. № 2. С. 89.
Bril E.V., Belova E.M., Sedov A.S. et al. Current understanding of neurostimulation for Parkinson's disease // *Ann. Clin. Exp. Neurol.* 2022. V. 16. № 2. P. 89.
2. *Armstrong M.J., Okun M.S.* Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review // *JAMA*. 2020. V. 323. № 6. P. 548.
3. *Chung C.L., Mak M.K., Hallett M.* Transcranial Magnetic Stimulation Promotes Gait Training in Parkinson Disease // *Ann. Neurol.* 2020. V. 88. № 5. P. 933.
4. *Zhang W., Deng B., Xie F. et al.* Efficacy of repetitive transcranial magnetic stimulation in Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials // *eClinicalMedicine*. 2022. V. 52. P. 101589.
5. *Deng Z.-D., Lisanby S.H., Peterchev A.V.* Coil design considerations for deep transcranial magnetic stimulation // *Clin. Neurophysiol.* 2014. V. 125. № 6. P. 1202.
6. *Levy R., Ashby P., Hutchison W.D. et al.* Dependence of subthalamic nucleus oscillations on movement and dopamine in Parkinson's disease // *Brain*. 2002. V. 125. Pt. 6. P. 1196.
7. *Little S., Brown P.* The functional role of beta oscillations in Parkinson's disease // *Parkinsonism Relat. Disord.* 2014. V. 20. Suppl 1. P. S44.
8. *Wang D.D., de Hemptinne C., Miocinovic S. et al.* Subthalamic local field potentials in Parkinson's disease and isolated dystonia: An evaluation of potential biomarkers // *Neurobiol. Dis.* 2016. V. 89. P. 213.

9. Geraedts V.J., Boon L.I., Marinus J. et al. Clinical correlates of quantitative EEG in Parkinson disease: A systematic review // *Neurology*. 2018. V. 91. № 19. P. 871.
10. Melgari J.-M., Curcio G., Mastrolilli F. et al. Alpha and beta EEG power reflects L-dopa acute administration in parkinsonian patients // *Front. Aging Neurosci.* 2014. V. 6. P. 302.
11. He X., Zhang Y., Chen J. et al. The patterns of EEG changes in early-onset Parkinson's disease patients // *Int. J. Neurosci.* 2017. V. 127. № 11. P. 1028.
12. Stanzione P., Marciani M.G., Maschio M. et al. Quantitative EEG changes in non-demented Parkinson's disease patients before and during L-dopa therapy // *Eur. J. Neurol.* 1996. V. 3. № 4. P. 354.
13. Marceglia S., Foffani G., Bianchi A.M. et al. Dopamine-dependent non-linear correlation between subthalamic rhythms in Parkinson's disease: Dopamine-dependent segregation between STN rhythms // *J. Physiol.* 2006. V. 571. Pt. 3. P. 579.
14. Oswal A., Beudel M., Zrinzo L. et al. Deep brain stimulation modulates synchrony within spatially and spectrally distinct resting state networks in Parkinson's disease // *Brain*. 2016. V. 139. Pt. 5. P. 1482.
15. Gramfort A., Luessi M., Larson E. et al. MEG and EEG data analysis with MNE-Python // *Front. Neurosci.* 2013. V. 7. P. 267.
16. Donoghue T., Haller M., Peterson E.J. et al. Parameterizing neural power spectra into periodic and aperiodic components // *Nat. Neurosci.* 2020. V. 23. № 12. P. 1655.
17. *Linear Mixed-Effects Models: Basic Concepts and Examples / Mixed-Effects Models in S and S-PLUS: Statistics and Computing*. N.Y.: Springer-Verlag, 2000. P. 3.
18. Bates D., Mächler M., Bolker B., Walker S. Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4 // *J. Stat. Softw.* 2015. V. 67. № 1. P. 1.
19. Kuznetsova A., Brockhoff P.B., Christensen R.H.B. lmerTest Package: Tests in Linear Mixed Effects Models // *J. Stat. Softw.* 2017. V. 82. № 13. P. 1.
20. Halekoh U., Højsgaard S. A Kenward-Roger Approximation and Parametric Bootstrap Methods for Tests in Linear Mixed Models – The R Package pbkrtest // *J. Stat. Softw.* 2014. V. 59. № 9. P. 1.
21. van Wijk B.C.M., de Bie R.M.A., Beudel M. A systematic review of local field potential physiometers in Parkinson's disease: from clinical correlations to adaptive deep brain stimulation algorithms // *J. Neurol.* 2022. V. 270. № 2. P. 1162.
22. Kilavik B.E., Ponce-Alvarez A., Trachel R. et al. Context-Related Frequency Modulations of Macaque Motor Cortical LFP Beta Oscillations // *Cereb. Cortex*. 2012. V. 22. № 9. P. 2148.
23. Canessa A., Palmisano C., Isaias I.U., Mazzoni A. Gait-related frequency modulation of beta oscillatory activity in the subthalamic nucleus of parkinsonian patients // *Brain Stimul.* 2020. V. 13. № 6. P. 1743.
24. Foffani G., Bianchi A.M., Baselli G., Priori A. Movement-related frequency modulation of beta oscillatory activity in the human subthalamic nucleus: Movement-related FM in the human STN // *J. Physiol.* 2005. V. 568. Pt. 2. P. 699.
25. Feldmann L.K., Lofredi R., Neumann W.-J. et al. Toward therapeutic electrophysiology: beta-band suppression as a biomarker in chronic local field potential recordings // *NPJ Parkinsons Dis.* 2022. V. 8. № 1. P. 44.
26. Iskhakova L., Rappel P., Deffains M. et al. Modulation of dopamine tone induces frequency shifts in cortico-basal ganglia beta oscillations // *Nat. Commun.* 2021. V. 12. № 1. P. 7026.
27. Johnson M.D., Zhang J., Ghosh D. et al. Neural targets for relieving parkinsonian rigidity and bradykinesia with pallidal deep brain stimulation // *J. Neurophysiol.* 2012. V. 108. № 2. P. 567.

Relation of Neural Beta-Oscillations of the Subthalamic Nucleus to Clinical Symptoms of Parkinson's Disease

K. E. Sayfulina^{a,*}, V. I. Filyushkina^a, A. A. Gamaleya^b, A. A. Tomskiy^b, A. S. Sedov^a, E. M. Belova^a

^aSemenov Federal Research Center for Chemical Physics, RAS, Moscow, Russia

^bBurdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow, Russia

*E-mail: kseniasayfulina@gmail.com

Beta oscillations within the subthalamic nucleus (STN) are proposed to serve as biomarker for Parkinson's disease. A wealth of data indicate essential functional differences between two subbands – low beta (13–19 Hz) and high beta (20–30 Hz), but there is still no full understanding of their specialization. We collected postoperative LFP data using externalized leads from 6 PD patients with implanted bilateral STN DBS electrodes before and after levodopa administration. We studied the relationship between parameters of low and high beta activity and motor symptom scales (UPDRS3, bradykinesia and rigidity). Mean PSD in both subbands decreased after levodopa administration. Low beta mean PSD was positively correlated with all three inspected motor scales (UPDRS3, rigidity and bradykinesia), while high beta mean PSD correlated only with rigidity. Most of the oscillatory peaks were concentrated within the high beta band. Their number decreased after levodopa administration, still leaving a prominent part unaffected. Almost all the low beta peaks comprising small initial number have disappeared after levodopa administration, thus we analyzed only high beta peak parameters. High beta peak frequency and amplitude changed with OFF-ON transition and were correlated with only rigidity scores. Our findings indicate that, although both low and high beta respond to medication state, there are functional differences between the subbands: low beta reflects motor symptoms non-specifically, while high beta is more specialized and reflects rigidity.

Keywords: Parkinson's disease, local field potentials, subthalamic nucleus, bradykinesia, rigidity.

УДК 612.821

ВЛИЯНИЕ МАСКЕРА НА ЛОКАЛИЗАЦИЮ ДВИЖУЩЕГОСЯ СИГНАЛА В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

© 2023 г. М. Ю. Агаева¹, *, Н. И. Никитин¹

¹ФГБУН Институт физиологии имени И.П. Павлова РАН, Санкт-Петербург, Россия

*E-mail: agamu_1@mail.ru

Поступила в редакцию 28.12.2022 г.

После доработки 15.03.2023 г.

Принята к публикации 10.05.2023 г.

Исследовано влияние маскера на локализацию движущегося сигнала в условиях маскировки. Эксперименты проводились в анэхоидной камере. Звуковые сигналы предъявлялись от громкоговорителей, расположенных на полукружной дуге в горизонтальной плоскости. В качестве сигнала и маскера использовались две независимые (некоррелированные) шумовые посылки с частотной полосой от 5 до 18 кГц и длительностью 1 с. Маскер подавался от неподвижного громкоговорителя, находящегося справа от испытуемого под углом 15 град. Сигнал перемещался по дуге слева от испытуемого по двум траекториям: ближней к маскеру (–18...–52 град) и дальней (–52...–86 град). Движущийся сигнал включался с задержкой, величина которой составляла 0–40 и 1200 мс. Испытуемые оценивали начальное и конечное положение движущегося сигнала. Данные локализации движущегося сигнала в условиях маскировки сравнивались с пространственными оценками того же сигнала при его изолированном предъявлении (без маскера). Показано, что вероятность локализации движущегося сигнала проявляет слабую зависимость от величины задержки между маскером и сигналом. Предъявление маскера вызывает смещение воспринимаемого положения начала и конца траектории движения сигнала. Величина и знак смещения зависят от направления движения сигнала. Начальные точки воспринимаемого движения сигнала смещаются по направлению движения сигнала, конечные точки – в обратном направлении.

Ключевые слова: маскировка, локализация, движущийся источник звука.

DOI: 10.31857/S0131164623700327, **EDN:** WWGGXS

В повседневной жизни слушатели локализуют источник звука на фоне посторонних мешающих звуков. Влияние этих помех зависит от пространственных, временных и спектральных характеристик звуковых сигналов. В обычном помещении мешающими (маскирующими) звуками являются собственные отражения сигнала (эхо) от поверхностей замкнутого пространства. Невзирая на посторонние звуки, слуховая система проявляет способность локализовать полезный сигнал на фоне помехи.

Маскировкой называется явление, заключающееся в ухудшении восприятия одного стимула (сигнала) в присутствии другого стимула (маскера) [1–3]. Частным случаем маскировки является эффект предшествования, выражающийся в способности слушателя локализовать источник сигнала на фоне многократных отражений этого сигнала (реверберации) в помещении. В его основе лежит выделение дирекционной информации от первых звуковых волн, идущих прямо от источника звука (прямой звук) при одновременном подавлении дирекционной информации об отра-

женных звуковых волнах (эхо-сигналах), которые приходят с некоторой задержкой [4, 5]. Отличительной особенностью эффекта предшествования является наличие взаимной корреляции прямого и отраженного сигналов, степень которой может широко варьировать в реальных условиях [6].

Изучению маскировки для движущегося источника звука посвящено небольшое число работ. В работах [7, 8] исследовали пороги обнаружения сигнала в условиях маскировки. В исследовании Я.А. Альтмана и др. [7] было показано, что маскировка движущегося сигнала заметно слабее маскировки неподвижного. В то же время [8] не было найдено различий в обнаружении движущегося и неподвижного сигнала в условиях маскировки.

Два других исследования были посвящены изучению локализации движущегося сигнала в условиях маскировки. Работа Е.А. Петропавловской и Я.А. Альтмана [9] проведена в условиях последовательной маскировки при предъявлении неподвижного маскера (шума) и последующего предъявления движущейся серии щелчков через

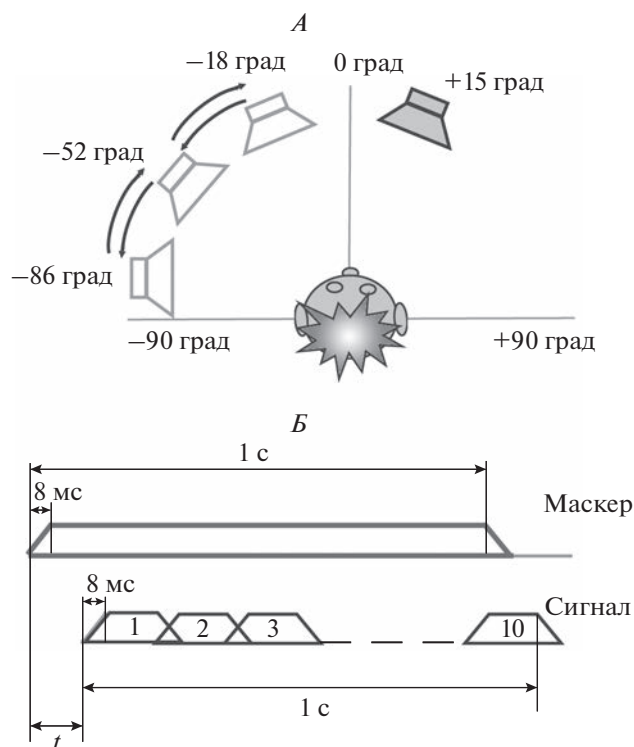


Рис. 1. Схематическое представление звуковой стимуляции.

А — расположение источников звука относительно испытуемого для движущегося сигнала и неподвижного маскира. Белые громкоговорители соответствуют начальным и конечным точкам движения сигнала. Стрелки показывают направление движения. Серый громкоговоритель справа — положение неподвижного источника маскира. *Б* — схема маскира и сигнала. Цифры на схеме сигнала шумовые посылки, создающие движение сигнала.

головные телефоны (дихотическая стимуляция). Показано, что эффект маскировки проявляется в подавлении начального участка движения сигнала, а также в смещении субъективной траектории движения сигнала. Степень смещения субъективной траектории возрастала с увеличением интенсивности маскира.

В другой работе [10] рассматривалась локализация движущегося сигнала в условиях эффекта предшествования в свободном звуковом поле. Для создания эффекта предшествования в качестве сигнала и маскира использовались одинаковые (полностью коррелированные) шумовые посылки. Движущийся сигнал предъявлялся с задержкой относительно начала действия неподвижного маскира на величину 0–40 мс. При коротких задержках до 3 мс испытуемые не могли локализовать движущийся сигнал при отчетливой локализации маскира. При задержках больше 3 мс наблюдалось субъективное уменьшение траектории движения сигнала вне зависимости от направле-

ния движения и расположения траектории сигнала. Уменьшение траектории возникало за счет смещения начальных точек по направлению движения, а конечных против направления движения.

В целом взаимодействие полезного сигнала и маскира в условиях локализации движущегося источника звука остается малоизученным. Целью настоящей работы было изучение эффектов маскировки движущегося сигнала в условиях, когда сигнал и маскир совпадают по амплитудно-частотной характеристике (одинаковы по звучанию), но различаются по временной форме. Временные различия задавались путем использования в качестве сигнала и маскира некоррелированных звуковых посылок. Оценивали зависимость характеристик локализации от пространственного разнесения сигнала и маскира, временной задержки между ними и направления движения сигнала.

МЕТОДИКА

Эксперименты проводили на 10 испытуемых (9 женщин и 1 мужчина) с нормальным слухом в возрасте от 20 до 42 лет. Перед экспериментом испытуемые проходили стандартную процедуру тональной аудиометрии. Различия в порогах слышимости, измеренные у каждого испытуемого на двух ушах, не превышали 5 дБ.

Эксперименты проводили в анэхоидной камере размером $3 \times 3 \times 4.5$ м. В камере находилась полукружная поворотная дуга радиусом 1 м, на которой располагались 49 громкоговорителей (*Visaton SC 5.9*, Германия) с близкими частотными характеристиками. Различия амплитудно-частотных характеристик громкоговорителей не превышали ± 4 дБ в полосе 0.2–18 кГц. Угловое расстояние между соседними громкоговорителями составляло 3.75 градусов. Дугу устанавливали в горизонтальной плоскости.

Испытуемого располагали в кресле таким образом, чтобы плоскость дуги совпадала с межушной линией испытуемого (0 град по углу элевации). Центральный громкоговоритель находился по средней линии головы (0 град по азимуту), а два крайних громкоговорителя находились прямо напротив правого (+90 град) и левого (–90 град) ушей слушателя (рис. 1, *А*). Голову испытуемого фиксировали с помощью специального головного держателя (*Philadelphia*, Тайвань).

Стимулы. Звуковым сигналом служил широкополосный шум с полосой 5–18 кГц, синтезированный цифровым способом с частотой дискретизации 44.1 кГц. Формировали две независимые шумовые посылки (коэффициент корреляции 0.0003). Посылки подавали на два отдельных канала, один которых использовали для предъявления неподвижного маскира, другой — для фор-

мирования движущегося сигнала. Длительность обоих сигналов составляла 1 с.

Неподвижный маскер предъявлялся от источника звука, расположенного под углом 15 град справа относительно средней линии головы испытуемого. Движущийся сигнал перемещался по дуге длиной 34 град. Сигнал предъявлялся с левой стороны и перемещался в двух направлениях: слева—направо (приближался к маскеру) и справа—налево (удалялся от маскера) по двум траекториям. Ближняя к маскеру траектория располагалась в пределах от –18 до –52 град, дальняя — от –52 до –86 град (рис. 1, А). В работе были проанализированы данные локализации для 4 условий, которые включали в себя две траектории движения сигнала и два направления его движения.

Движущийся сигнал включали с задержкой относительно включения маскера (рис. 1, Б). Величина задержки составляла: 0, 1, 2, 3, 5, 8, 10, 12, 18, 25, 40 и 1200 мс.

Движение сигнала создавали путем последовательного переключения 10 громкоговорителей. На каждый из громкоговорителей подавали сигнал длительностью 100 мс с фронтами нарастания—спада 8 мс. Звук плавно переходил с одного громкоговорителя на другой без слышимых разрывов за счет одновременного затухания сигнала на предыдущем громкоговорителе и его нарастания на последующем.

Интенсивность маскера составляла 44 дБ УЗД (уровня звукового давления), движущегося сигнала — 35 дБ УЗД. Акустические измерения проводили с помощью аппаратуры Брюэль и Кьер (Дания) в точке расположения центра головы испытуемого.

Для количественной оценки эффектов маскировки проводили две контрольные серии экспериментов. В одной из них испытуемые определяли положение начальной и конечной точек траектории движения сигнала при его изолированном предъявлении (без маскера). Во втором эксперименте определяли локализацию неподвижных источников звука, расположенных под углами, соответствующими положениям начальных и конечных точек движущегося сигналов (–86, –52, –18 град) и положению маскера (+15 град).

Дополнительные эксперименты проводили на тех же испытуемых, которые принимали участие в экспериментах с маскировкой. Данные контрольных экспериментов служили в качестве исходных для сравнительного анализа эффектов взаимодействия сигнала и маскера.

Процедура эксперимента. Каждый стимул, в основных сериях состоящий из маскера и сигнала с определенной задержкой предъявляли по 2 раза (1 проба), после чего регистрировали ответ испытуемого. Ответы регистрировали при помощи графического планшета *Genius G-pen 450* (Тай-

вань), на рабочей поверхности которого была схематически изображена дуга. После прослушивания звуковых стимулов испытуемый должен был спроецировать на схему дуги воспринимаемое положение начальной и конечной точки траектории движения сигнала и затем отметить их на ней. Угловые координаты выбранных точек определяли с помощью специально разработанной компьютерной программы. В основных экспериментальных сериях испытуемые могли слышать либо сигнал и маскер, либо только маскер. Испытуемого просили отмечать положение второго (задержанного) сигнала, если он его слышит. В случае если испытуемый слышал только маскер, он должен был указать положение маскера.

В начале каждой серии проводили тренировку, во время которой испытуемому предъявляли стимулы с более широким набором задержек: 1, 2, 3, 5, 8, 12, 18, 25, 40, 74, 150, 300, 600 и 1200 мс. Тренировку всегда начинали с максимальной задержки 1200 мс. Все испытуемые при такой задержке слышали два последовательно звучащих стимула: первый — справа от средней линии головы, второй — слева. Затем задержку последовательно уменьшали до 0 мс. После тренировки переходили к основной части эксперимента, в которой временные задержки составляли 0, 1, 2, 3, 5, 8, 12, 18, 25, 40 и 1200 мс. Каждую из использованных задержек в пределах одной серии повторяли 12 раз. Таким образом, для каждой задержки, траектории и направления для каждого испытуемого было проведено 24 пробы. Стимулы с разными задержками чередовали в псевдослучайном порядке. Положение сигнала в пределах одной серии не меняли.

В контрольных сериях изолированный сигнал повторяли 20 раз в псевдослучайном порядке для каждого расположения и направления движения. Маскер также повторяли 20 раз в псевдослучайном порядке для каждого расположения.

Эксперимент состоял из 8 основных серий, по две на каждое расположение и направление движения тестового сигнала, и двух контрольных. Порядок серий также был псевдослучайным.

Анализ данных. По аналогии со статьей [10] для количественного анализа пространственных эффектов взаимодействия сигнала и маскера была рассчитана разность локализационных оценок испытуемых, полученных при совместном предъявлении сигнала и маскера и при изолированном предъявлении. С целью унификации размерности были рассчитаны относительные единицы смещения траектории за счет начальных и конечных точек, поскольку относительный сдвиг не зависит от длины субъективной траектории, которая могла варьировать у разных испытуемых:

$$X_{1n} - X_{2n} = \Delta X_n, \text{ для начальных точек, } (1)$$

$$X1_k - X2_k = \Delta X_k, \text{ для конечных точек, } (2)$$

где $X1$ — локализация испытуемыми движущегося сигнала при его изолированном предъявлении для начальных (n) и конечных (k) точек в градусах. $X2$ — локализация сигнала в присутствии маскера. ΔX — сдвиг начальных и конечных точек воспринимаемого движения сигнала под действием маскера. Разности вычисляли для каждой траектории и двух направлений движения для каждого испытуемого в отдельности:

$$\Delta X / (X1_n - X1_k) = X_0, (3)$$

где величина X_0 , рассчитанная для начальных и конечных точек, показывает выраженность субъективного сдвига относительно длины субъективной траектории.

Статистическую оценку данных проводили посредством дисперсионного четырех факторного анализа с факторами: *Направление движения* (к маскеру, от маскера), *Локализация* (начальные, конечные точки), *Траектория* (ближайшая к маскеру, дальняя от маскера), *Задержка* (0, 1, 2, 3, 5, 8, 12, 18, 25, 40 и 1200 мс).

Статистическую оценку данных проводили посредством дисперсионного трех факторного анализа для эхо-сигналов и двухфакторного анализа для прямого сигнала с уровнем значимости $p < 0.05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В условиях маскировки ответы испытуемых группировались в основном в области расположения сигнала и редко в области расположения маскера. Шесть из десяти испытуемых отчетливо локализовали начало и конец движущегося сигнала. Четверо других испытуемых в отдельных пробах на коротких задержках (до 18 мс) воспринимали сигнал и маскер как единый звуковой образ, локализующийся в области расположения маскера.

Оценка вероятности локализации сигнала показала, что даже при самых коротких задержках между сигналом и маскером локализация сигнала остается достаточно высокой (выше 80%). С увеличением величины задержки количество проб, в которых слушатели могли локализовать движущийся сигнал, постепенно возрастало. При задержках более 25 мс все испытуемые демонстрировали 100%-ную локализацию сигнала.

На рис. 2 представлены средне-групповые данные по локализации начальных и конечных точек траектории движения сигнала для двух направлений движения сигнала (обозначены стрелками) и двух траекторий — ближней и дальней. Для сравнения на рис. 2 показана локализация начальных и конечных точек движущегося сигнала при его изолированном предъявлении (ли-

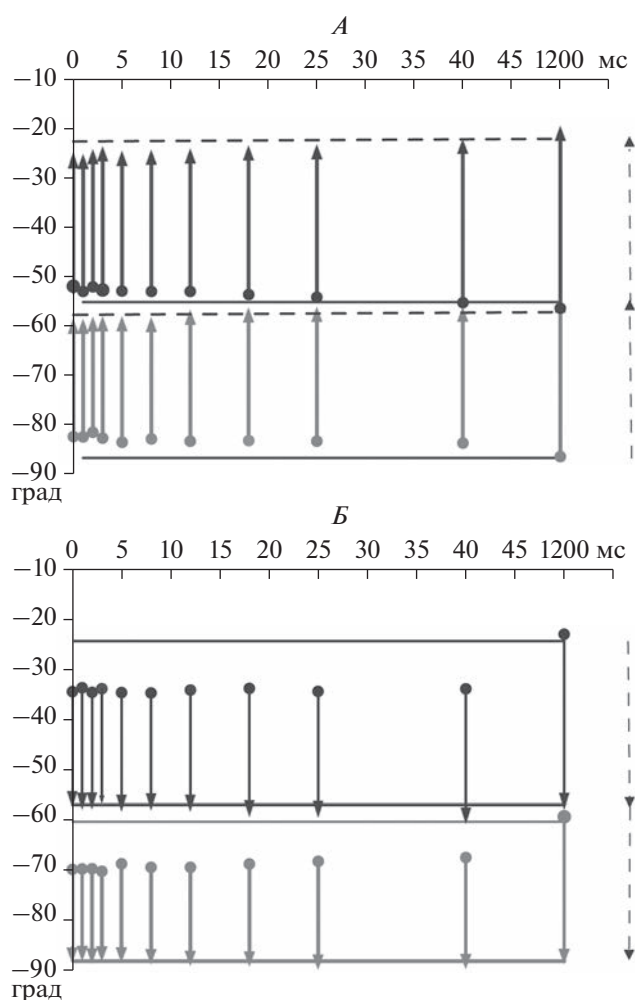


Рис. 2. Воспринимаемая траектория движения сигнала при маскировке.

А — движение сигнала к маскеру. *Б* — движение сигнала от маскера. Черные линии — движение сигнала по ближней к маскеру траектории (от -52 до -18 град), серые линии — движение по дальней траектории (от -86 до -52 град). Горизонтальные непрерывные линии воспринимаемое положение начала траектории движения для изолированного предъявления сигнала, пунктирные линии — положение конца траектории движения изолированного сигнала. Вертикальные пунктирные линии со стрелками — физическая траектория движения сигнала. По оси ординат — локализация сигнала в град. По оси абсцисс — величина задержки в мс.

нии). Как видно из рис. 2, *Б* при движении сигнала в сторону удаления от маскера наблюдается сужение траектории за счет сильного смещения начальных точек по направлению движения. Сдвиг начальных точек в среднем не превышал 10 град. Сдвиг конечных точек был незначителен и наблюдался при коротких задержках до 8 мс. На задержках более 8 мс конечные точки локализовались вблизи тех же значений, что и при изолированном действии движущегося сигнала. При

движении сигнала в сторону маскера наблюдается небольшое сужение траектории за счет слабого смещения начальных точек по направлению движения сигнала и незначительного смещения конечных точек против хода движения.

Для количественного анализа и унификации размерности были рассчитаны относительные смещения локализации начальных и конечных точек движущегося сигнала по сравнению с длиной субъективной траектории. На рис. 3, *А*, *Б* представлены средне-групповые данные, показывающие сдвиг воспринимаемого положения начальных и конечных точек в относительных единицах. Как видно из рис. 3, *А* при удалении сигнала от маскера смещение начальных точек составляла 30–40% длины траектории движения сигнала. С ростом задержки до 40 мс величина сдвига слабо уменьшалась. При задержке 1200 мс, когда сигнал включался через 200 мс после выключения маскера, величина смещения не превышала 4%. При движении сигнала в сторону маскера смещение начальных точек составляла 10–20% от величины траектории. Также как и при удалении сигнала от маскера, величина смещения слабо изменялась вплоть до задержки 25 мс, а затем плавно уменьшалась. При максимальной задержке (1200 мс) смещение локализации начала движения не превышало 4%.

На рис. 3, *Б* показано смещение конечных точек. Для конечных точек величина смещения при движении сигнала к маскеру немного больше и составляет 10% от траектории движения, а при движении от маскера не превышает 5%. До задержки 12 мс кривые идут практически параллельно, а затем сходятся и при задержке 1200 мс вне зависимости от направления движения все кривые показывают смещение в сторону маскера.

Сравнение величины смещений оценивалось дисперсионным четырехфакторным анализом. Анализ показал значимое влияние фактора *Направление движения* ($F(1, 814) = 153.47$ $p < 0.01$) и фактора *Локализация* ($F(1, 814) = 26.9$ $p = 0.01$), а также значимое взаимодействие этих факторов ($F(1, 814) = 256.5$ $p < 0.01$). Величина смещения начальных точек была больше при движении сигнала от маскера, а конечных точек при движении в противоположную сторону. Направление сдвига локализации начальных точек совпадало с направлением движения. Для конечных точек наблюдалась обратная закономерность: они смещались против направления движения. Выявлено значимое взаимодействие факторов *Локализация* и *Направление движения* с фактором *Траектория* ($F(1, 814) = 4.462$, $p < 0.05$). Попарные сравнения показывают, что величина сдвига начальных точек достоверно отличалась от сдвига конечных точек для каждого направления и каждой траектории движения ($p < 0.05$).

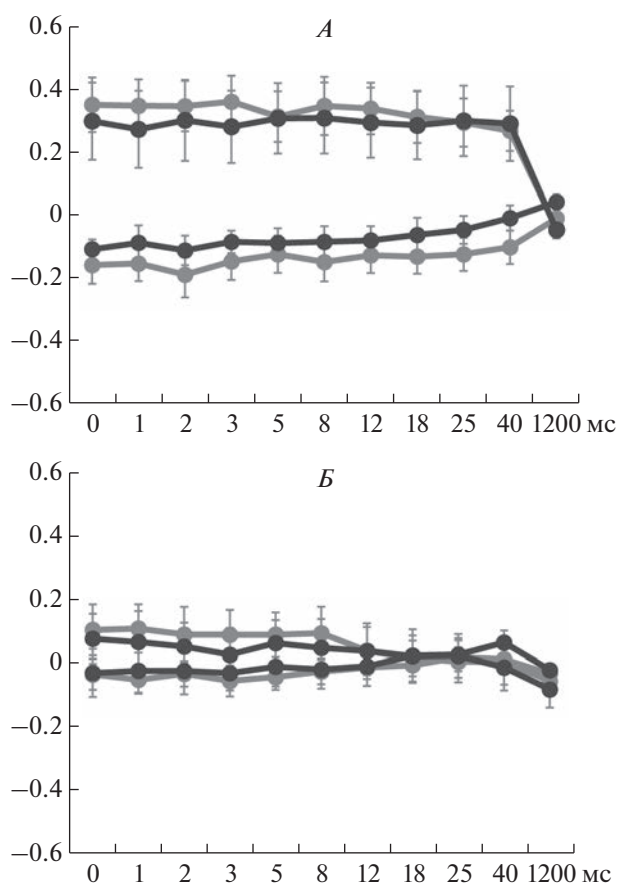


Рис. 3. Относительные сдвиги локализации начальной и конечной точек движения сигнала при маскировке.

А – начальные точки, *Б* – конечные точки. Непрерывные линии – удаление сигнала от маскера, пунктирные – приближение к маскеру. Черные линии – ближняя траектория движения сигнала, серые – дальняя. По оси ординат – относительный сдвиг в долях длины траектории движения сигнала. Отрицательные значения – сдвиг начальных и конечных точек движения сигнала в сторону маскера, положительные значения – сдвиг в обратном направлении (от маскера). Вертикальные линии – стандартная ошибка. По оси абсцисс – величина задержки в мс.

Сдвиг как начальных, так и конечных точек для дальней траектории (на рис. 3, *А*, *Б* – серые линии) при движении к маскеру достоверно отличался ($p < 0.05$) от сдвига при движении от маскера. Для ближней траектории движения (рис. 3, *А*, *Б* – черные линии) достоверные отличия в зависимости от направления движения были получены только для начальных точек ($p < 0.05$). При движении от маскера величина сдвигов для дальней и ближней траектории как для начальных, так и для конечных точек движения достоверно не отличалась ($p > 0.05$). Движение от маскера на рис. 3, *А* и *Б* обозначено сплошными линиями. Для конечных точек линии практически совпадают (рис. 3, *Б*), для начальных точек

(рис. 3, А) кривые расположены близко или пересекаются. При движении сигнала в противоположном направлении (к маскеру) различия наблюдались только для начальных точек (рис. 3, А — пунктирные кривые).

Также значимое взаимодействие получено для факторов *Локализация* и *Направление движения* с фактором *Задержка* ($F(1, 814) = 4.462, p < 0.05$). При движении сигнала к маскеру для задержек 25, 40 и 1200 мс достоверных различий не было выявлено между начальными и конечными точками ($p > 0.05$), а при движении от маскера — только для задержки 1200 мс. Для остальных задержек начальные и конечные точки достоверно различались ($p < 0.05$).

Результаты в целом показывают, что уменьшение траектории движения происходило за счет смещения начальных точек по направлению движения вне зависимости от расположения траектории, а конечных точек — против направления движения. Величина смещения начальных точек субъективной траектории движения сигнала достоверно отличалась от смещения конечных для задержек меньше 25 мс ($p < 0.05$).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Как показало исследование, в условиях маскировки разные испытуемые могут проявлять различную способность к локализации движущегося звукового сигнала. Одни способны локализовать сигнал во всем диапазоне задержек между маскером и сигналом. Другие демонстрируют снижение этой способности в области малых задержек. На задержках более 18–25 мс испытуемые не различаются и показывают 100%-ную вероятность локализации сигнала.

В отличие от движущихся сигналов вероятность локализации неподвижных сигналов при маскировке зависит как от пространственных, так и временных характеристик звуковой стимуляции [11].

Неподвижные сигналы плохо локализируются при коротких задержках между маскером и сигналом, и только на задержках более 18 мс вероятность локализации сигнала достигает 100%-ного уровня. При этом наименьшая вероятность локализации источника сигнала наблюдается при ближайшем к маскеру расположении сигнала, а наибольшая — при удаленном расположении источника сигнала.

Сравнение данных цитированной и настоящей работ позволяет заключить, что движение сигнала, сопровождаемое временными изменениями локализационных признаков сигнала, может служить фактором, способствующим демаскировке сигнала. Косвенно об этом свидетельствуют результаты исследования, демонстрирующего зави-

симость эффекта освобождения от маскировки от скорости движения сигнала [7].

Данные настоящей работы с использованием некоррелированных стимулов обнаруживают определенное сходство с результатами нашей предыдущей работы, в которой сигнал и маскер были идентичными (коррелированными) [10]. В обоих исследованиях наблюдался сдвиг начальных точек субъективной траектории по ходу движения, а конечных — в противоположную сторону (рис. 3). При этом сдвиг начальных точек при движении сигнала от маскера был сильнее, чем при движении сигнала к маскеру (рис. 2 и 3, А). Полученные данные подтверждают сделанное ранее предположение, что подобная картина отражает взаимодействие временной и пространственной маскировки [10]. Действие временной маскировки проявляется в начале действия сигналов и не зависит от направления движения и расположения траектории движения относительно маскера. Испытуемые начинают воспринимать начало движения сигнала после того, как реальный сигнал уже сместился. Сходное смещение начальных точек наблюдалось в работе Е.А. Петропавловской и Я.А. Альтмана [9], где было показано явление маскировки начального участка траектории движения сигнала. В исследовании [9] использовалась прямая последовательная маскировка в условиях предъявления звуковых стимулов через головные телефоны. Таким образом маскировка начального участка движения сигнала является общей характеристикой маскировки для разных способов звуковой стимуляции и временной организации стимулов.

Пространственная маскировка действует на протяжении всего сигнала и зависит от расстояния между маскером и сигналом. Чем меньше расстояние между стимулами, тем больше взаимодействие между ними [12, 13]. В нашей работе достоверные различия в величине сдвига были получены только при приближении сигнала к маскеру: больший сдвиг наблюдался для дальней траектории движения (рис. 3, А). Кроме того, сдвиги начальных и конечных точек при движении сигнала к маскеру достоверно отличались по величине от соответствующих сдвигов этих точек при движении сигнала в противоположную сторону. На основе наших данных можно заключить, что действие пространственной маскировки вызывало смещение воспринимаемой траектории движущегося сигнала в сторону противоположную расположению маскера. Если сигнал двигался от маскера то пространственная и временная маскировки действовали однонаправленно, тогда как при приближении сигнала к маскеру их действие становилось разнонаправленным. Смещение воспринимаемой траектории в сторону, противоположную от расположения маскера, показано в работе Е.А. Петропавловской и Я.А. Альтмана [9].

Величина эффекта смещения возрастала с увеличением интенсивности маскера.

При использовании в качестве сигнала и маскера некоррелированных стимулов величина сдвига начальных и конечных точек движущегося сигнала заметно меньше, чем при предъявлении коррелированных стимулов [10]. Так, максимальный сдвиг начальных точек движущегося стимула, наблюдаемый при движении сигнала по дальней траектории, для некоррелированных стимулов составлял 35% (рис. 3, А), тогда для коррелированных стимулов он достигал значений 60% и выше. Для некоррелированных стимулов величина сдвига начальной точки движения сигнала слабо зависела от задержки между маскером и сигналом. Для коррелированных стимулов этот сдвиг обнаруживал выраженную зависимость от задержки [10]. Наличие корреляции между маскером и сигналом вызывает сильное взаимодействие между ними и, как следствие, затрудняет их разделение в слуховой системе. С увеличением задержки между маскером и сигналом степень их взаимной корреляции падает, что способствует ослаблению взаимодействия между ними и усилению их перцептивного разделения. По этой причине задержка между стимулами оказывает выраженное влияние на маскировку в условиях эффекта предшествования, когда маскируемый сигнал коррелирует с маскером. Для некоррелированных стимулов это влияние значительно слабее. С практической точки зрения это означает, что в замкнутом помещении, характеризующимся присутствием коррелированных звуковых отражений (эхо-сигналов), локализация источника звука хуже, чем в открытом пространстве.

При предъявлении некоррелированных стимулов, как и в случае их взаимной корреляции, наблюдается эффект смещения конечных точек движущегося сигнала в сторону, противоположную направлению его движения. Наличие этого эффекта может объясняться с позиций “временного окна”, интегрирующего последовательные во времени события в слуховой системе [10]. Если в окно попадает конечная часть сигнала вместе с конечным участком маскера, то пространственная оценка их положения будет зависеть от весового соотношения сигнала и маскера. С ростом задержки степень временного перекрытия сигнала и маскера уменьшается и вес сигнала возрастает. Как результат, конечные точки воспринимаемой траектории движения сигнала смещаются в сторону физической локализации сигнала. Полученные данные показывают, что как для коррелированных, так и некоррелированных стимулов конечная точка субъективной траектории движения сигнала достигает своего предельного значения, соответствующего физической локализации изолированного сигнала, при задержках около 18 мс.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Эффекты маскировки движущегося сигнала при предъявлении некоррелированных стимулов могут проявляться в снижении вероятности локализации сигнала и в смещении начальных и конечных точек воспринимаемой траектории движения сигнала. Независимо от направления движения сигнала начальные точки субъективной траектории смещаются по направлению движения сигнала, конечные точки — в противоположную сторону. По сравнению с эффектами маскировки, наблюдаемыми в условиях корреляции между маскером и сигналом, для некоррелированных стимулов характерна слабая зависимость сдвига начальной точки воспринимаемого движения сигнала от величины задержки между маскером и сигналом. При маскировке движущегося сигнала вероятность его локализации выше, чем при локализации неподвижного сигнала. Исходя из этого, можно заключить, что движение стимула может служить фактором, способствующим улучшению локализации сигнала на фоне помехи.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Института физиологии им. И.П. Павлова РАН (Санкт-Петербург) (№ 22-03).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа выполнена при поддержке Госпрограммы 47 ГП “Научно-технологическое развитие Российской Федерации” (2019–2030), тема 0134-2019-0006.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Блауэрт И. Пространственный слух. М.: Энергия, 1979. С. 150.
2. Wühle T., Merchel S., Altinsoy M.E. Localization masking-reducing the influence of the direct sound on localization in sound projection by the additional generation of one or more leading sounds // JAES. 2021. V. 69. № 9. P. 683.
3. Kludt E., Nogueira W., Lenarz T., Buechner A. A sound coding strategy based on a temporal masking model for cochlear implants // Plos One. 2021. V. 16. № 1. P. e0244433.
4. Brown A.D., Stecker G.C., Tollin D.J. The precedence effect in sound localization // J. Assoc. Res. Otolaryngol. 2015. V. 16. № 1. P. 1.

5. Ege R., van Opstal A.J., Bremen P., van Wanrooij M.M. Testing the precedence effect in the median plane reveals backward spatial masking of sound // *Sci. Rep.* 2018. V. 8. № 1. P. 8670.
6. Litovsky R.Y., Colburn H.S., Yost W.A., Guzman S.J. The precedence effect // *J. Acoust. Soc. Am.* 1999. V. 106. № 4. Pt. 1. P. 1633.
7. Альтман Я.А., Романов В.П., Шахшаев С.А. Особенности бинаурального освобождения от маскировки при движении звукового образа // *Физиология человека.* 1982. Т. 8. № 4. С. 537.
8. Pastore M.T., Yost W.A. Spatial release from masking with a moving target // *Front. Psychol.* 2017. V. 8. P. 2238.
9. Петропавловская Е.А., Альтман Я.А. Изменение траекторий движения звуковых образов при прямой последовательной маскировке // *Физиология человека.* 2002. Т. 28. № 5. С. 48.
Petropavlovskaja E.A., Altman J.A. Change in auditory image movement trajectories under conditions of direct nonsimultaneous masking // *Human Physiology.* 2002. V. 28. № 5. P. 538.
10. Агаева М.Ю., Никитин Н.И. Взаимное влияние сигналов при локализации движущегося источника звука в условиях эффекта предшествования // *Физиология человека.* 2020. Т. 46. № 1. С. 36.
Agaeva M.Yu., Nikitin N.I. Masker-Signal interaction in a localization task with a moving sound source under the influence of precedence effect // *Human Physiology.* 2020. V. 46. № 1. P. 28.
11. Агаева М.Ю., Петропавловская Е.А. Локализация в горизонтальной плоскости коррелированных и некоррелированных звуковых сигналов в условиях маскировки // *Физиология человека.* 2023. Т. 49. № 1. С. 52.
Agaeva M.Yu., Petropavlovskaja E.A. Localization of correlated and uncorrelated audio signals in the horizontal plane under masking conditions // *Human Physiology.* 2023. V. 49. № 1. P. 44.
12. Perrott D.R. Concurrent minimum audible angle: Are-examination of the concept of auditory spatial acuity // *J. Acoust. Soc. Am.* 1984. V. 75. № 4. P. 1201.
13. Ebata V., Sone N., Nimura T. On the perception of direction of echo // *J. Acoust. Soc. Am.* 1968. V. 44. № 2. P. 542.

The Influence of the Masker on the Localization of the Moving Signal in the Horizontal Plane

M. Yu. Agaeva^{a, *}, N. I. Nikitin^a

^a*Pavlov Institute of Physiology RAS, St. Petersburg, Russia*

^{*}*E-mail: agamu_1@mail.ru*

The effect of the masker on the localization of the moving signal was investigated in the free field conditions. Bandpass noise bursts (5–18 kHz) were used to create a signal and a masker. The signal and the mask were uncorrelated stimuli and were created from two independent noise bursts. The stationary masker was always on the right at an angle of 15 degrees. The moving signals traveled to or from the masker along two paths located at two places (–86°...–52° and –52°...–18°). The signal and the masker of 1 s duration each were presented either simultaneously or with a delay of the signal onset relative to the masker onset. The delay varied from 1 to 40 ms and 1200 ms. The subjects localized the start and end points of the trajectory of the moving sounds. Localization of the start and end points of the signal in masking condition was compared with localization of the moving source alone. Results showed that the masker affected the start and end points of the signal trajectory. The shift depended on the direction of movement. The starting points were always shifted in the direction of motion of the signal. The end points were shifted in the opposite the direction.

Keywords: masking, localization, moving sound source.

УДК 612.65:37.037.1

ВЛИЯНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗОК НА КОГНИТИВНЫЕ ФУНКЦИИ И БИОЭЛЕКТРИЧЕСКУЮ АКТИВНОСТЬ ГОЛОВНОГО МОЗГА У СПОРТСМЕНОВ РАЗЛИЧНЫХ СПЕЦИАЛИЗАЦИЙ

© 2023 г. Н. А. Овчинникова³, Е. В. Медведева¹, Г. С. Ежова¹,
С. Г. Кривошеков², Л. В. Капилевич^{1,3, *}

¹Национальный исследовательский Томский государственный университет, Томск, Россия

²ФГБНУ “Научно-исследовательский институт нейронаук и медицины”, Новосибирск, Россия

³Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск, Россия

*E-mail: kapil@yandex.ru

Поступила в редакцию 17.11.2022 г.

После доработки 29.04.2023 г.

Принята к публикации 10.05.2023 г.

Методами психофизиологического тестирования и электроэнцефалографии (ЭЭГ) было изучено влияние физических нагрузок на когнитивные функции (в частности, в тесте способности к принятию решений) и биоэлектрическую активность головного мозга (в частности, мощность амплитуды ЭЭГ в β - и Δ -диапазоне) у спортсменов различных специализаций. Показано, что при выполнении психологических тестов до нагрузки спортсмены, занимающиеся циклическими видами нагрузки, демонстрируют результаты лучше, чем тяжелоатлеты — у них выше скорость научения, выше процент правильных ответов, меньше время отклика и большая скорость переключения внимания. Результаты психологических тестов до нагрузки у контрольной группы были ниже, чем у легкоатлетов, но выше, чем у тяжелоатлетов. Предъявляемая однократно физическая нагрузка циклического характера не оказывала влияния на результаты теста *Iowa Gambling Task (IGT)* у нетренированных волонтеров и у тяжелоатлетов, но способствовала улучшению результатов тестирования у спортсменов, тренирующихся в циклических видах спорта — увеличивались скорость научения и процент правильных ответов. При выполнении когнитивной пробы у спортсменов отмечается усиление мощности спектров Δ (а у тяжелоатлетов — и θ)-диапазона в большей степени, чем в контроле. В отличие от контрольной группы, физическая нагрузка у спортсменов чаще способствует снижению мощности спектров ЭЭГ, особенно в β - и Δ -диапазонах. Выявленные различия в результатах психофизиологических тестов у спортсменов различных специализаций и нетренированных волонтеров в значительной степени определяются особенностями функциональной активности различных отделов коры, что находит свое отражение в характеристиках паттернов биоэлектрической активности мозга.

Ключевые слова: спортивные тренировки, когнитивные способности, электроэнцефалография.

DOI: 10.31857/S0131164622600938, **EDN:** XOQKAJ

Взаимосвязь когнитивных функций с физической активностью представляет собой актуальную проблему, имеющую значение для различных областей — спортивная деятельность, экстремальные профессии, лица с ограниченными возможностями здоровья, возрастные изменения когнитивной сферы. В литературе описаны как положительные, так и отрицательные эффекты физических нагрузок на когнитивную деятельность [1, 2], в том числе и при ухудшении психического состояния [3].

Для изучения физиологических механизмов регуляции двигательной активности у спортсменов широко используются показатели, характе-

ризующие функциональное состояние центральной нервной системы (ЦНС) [4–6].

Оптимальное функциональное состояние центральных регуляторных механизмов является необходимым условием эффективной деятельности в экстремальных условиях, к которым относится спорт высших достижений [7]. На воздействие экстремальных физических и психических факторов в организме могут формироваться неспецифические физиологические реакции, которые способствуют повышению умственной [8, 9] и физической работоспособности [10].

Выполнение физических упражнений связано с поступлением в ЦНС сигналов о состоянии

мышц, степени их сокращения или расслабления, положении тела и его частей в пространстве, поддержании позы. При систематическом их выполнении изменяется функциональное состояние коры больших полушарий и подкорковых центров, происходит активизация процессов возбуждения и торможения, увеличивается сила и подвижность нервных процессов [11, 12], формируются новые внутри- и межсистемные связи [13, 14]. Развитие сложных двигательных навыков в процессе спортивного совершенствования связано с формированием достаточно сложных функциональных систем, включающих различные звенья, количество и степень вовлеченности которых зависит от типа осуществляемой деятельности [15–17].

Компонентами психофизиологических перестроек, происходящих в процессе спортивной деятельности, являются психомоторные, когнитивные и психофизиологические функции [18–20]. По всей видимости, уровень и преобладающий характер двигательной активности будут в значительной степени определять механизмы физиологической адаптации, что должно найти отражение в особенностях психофизиологических и когнитивных параметров и в соответствующих коррелятах биоэлектрической активности головного мозга [21, 22].

Цель исследования — изучить влияние однократной физической нагрузки на когнитивные функции и биоэлектрическую активность головного мозга у спортсменов различных специальностей.

МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие спортсмены, тренирующиеся в различных видах спорта, а также здоровые волонтеры, не занимающиеся спортом. Все обследуемые — 80 мужчин в возрасте 18–20 лет. Критериями исключения были: наличие в анамнезе черепно-мозговых травм и заболеваний нервной системы, любые острые заболевания в течение последних 30 дней, употребление алкоголя в течение 5 дней перед экспериментом.

Контрольная группа состояла из волонтеров, не занимавшихся спортом и посещавших занятия по физической культуре два раза в неделю в основной группе здоровья ($n = 20$). В первую экспериментальную группу (группа Легкая атлетика — ЛА) входили спортсмены уровня I взрослый разряд — кандидат в мастера спорта, тренирующиеся в циклических видах спорта (бег, лыжные гонки) — $n = 30$. Вторая экспериментальная группа (группа Тяжелая атлетика — ТА) включала спортсменов уровня I взрослый разряд — кандидат в мастера спорта, тренирующиеся в силовых видах спорта (тяжелая атлетика) — $n = 30$.

Психофизиологическое тестирование для оценки когнитивной сферы. Было сформировано два блока из экспериментальных и контрольной групп, дизайн этой части исследования представлен на рис. 1. Исследование проводили в два этапа в разные дни (с интервалом 3–5 дней). Участники блока А в первый день выполняли физическую нагрузку — тест *PWC170*, сразу после которого выполняли когнитивный тест *IGT* (*Iowa Gambling Task*, он же Айова-тест). Во второй день участники этого блока выполняли пять психофизиологических тестов, описанных ниже (включая тест *IGT*), после каждого теста предоставляли 15 мин отдыха.

Участники блока Б в первый день выполняли пять психофизиологических тестов, описанных ниже (включая тест *IGT*). Во второй день участники этого блока выполняли физическую нагрузку — тест *PWC170*, сразу после которого выполняли *IGT*-тест.

В качестве физической нагрузки выполняли тест *PWC170* (*Physical Working Capacity*, физическая работоспособность) [23]. Предлагали две нагрузки возрастающей мощности на велоэргометре длительностью по пять минут каждая, без предварительной разминки, с интервалом отдыха три минуты. Величина первой нагрузки задавалась в зависимости от массы тела испытуемого, мощность второй нагрузки задавалась с учетом частоты сердечных сокращений (ЧСС), вызванной первой нагрузкой. Частота педалирования — 60–70 об./мин. В конце пятой минуты каждой нагрузки (за последние 30 с) регистрировали ЧСС.

Тест Iowa Gambling Task. IGT по азартным играм оценивает процесс принятия решений с использованием карт [24]. Испытуемый должен выбрать одну из четырех колод карт (названных *A*, *B*, *C* и *D*). Он может выиграть или проиграть условные деньги (условные доллары) с каждой картой. Колоды *A* и *B* всегда приносили \$100; колоды *C* и *D* всегда приносили \$50. Для каждой выбранной карты также существует 50% вероятность того, что придется заплатить штраф. Для колод *A* и *B* штраф составляет 250 долларов, а для колод *C* и *D* — 50 долларов. Следует отметить, что, так как игра ведется на условные (игровые), а не реальные деньги, то эмоции, испытываемые игроками, не очень сильные.

Испытуемому предлагается следующая инструкция: “В этом задании вы играете в азартную игру. Вам нужно выбрать одну из 4 кнопок (*A*, *B*, *C*, *D*) с помощью мыши. Каждый раз вы можете выиграть немного денег, но иногда вам также придется платить комиссию банку. После каждого испытания вы можете получить деньги, которые будут накапливаться на вашем счету. Вы начинаете с кредита в \$2000. Есть 100 испытаний (занимает около 5 мин). Продолжайте до тех пор,

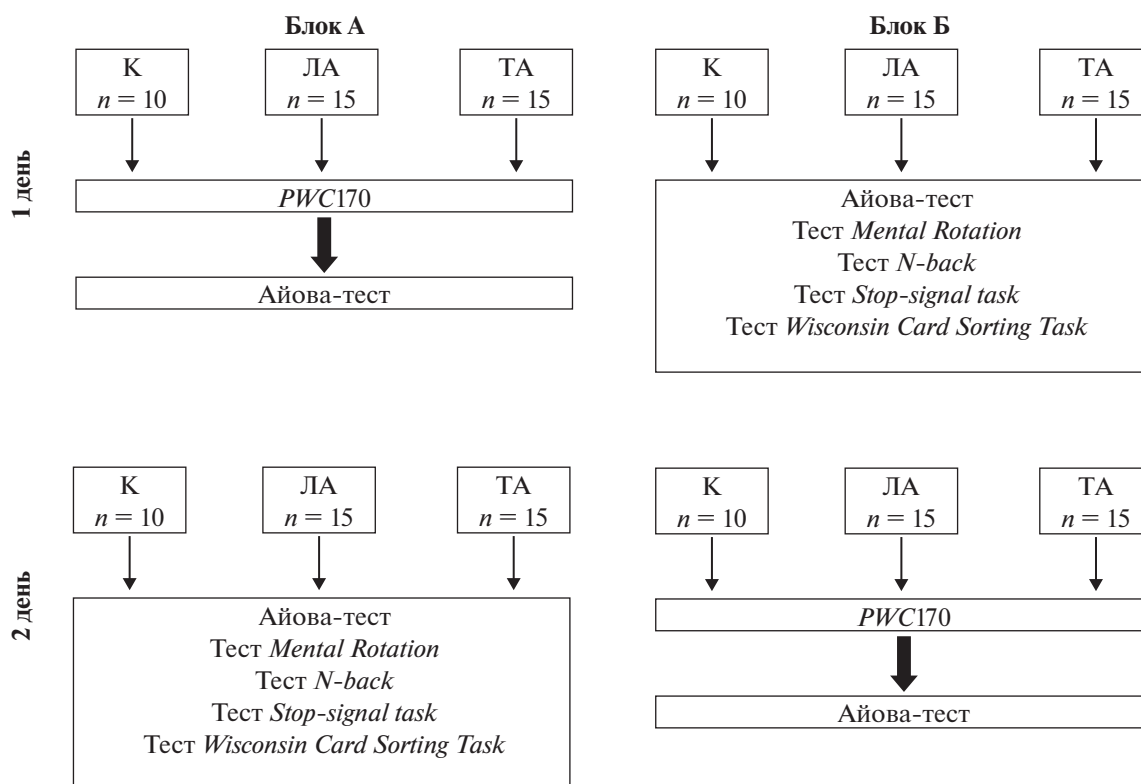


Рис. 1. Дизайн построения психофизиологических исследований до и после физической нагрузки.

К — контрольная группа, ЛА — группа Легкая атлетика (циклические виды спорта), ТА — группа Тяжелая атлетика (силовые виды спорта).

пока время не закончится, и посмотрите, сколько вы смогли заработать свыше кредита в \$2000 [24]». По итогам выполнения теста оценивается процент правильно сделанных выборов (выбор колод *C* и *D*) и скорость научения — % от общего времени, через которое испытуемый достоверно чаще начинал выбирать колоды *C* и *D*. Считается, что тест оценивает функцию вентромедиальной префронтальной коры. Эта часть мозга, помимо прочего, участвует в обработке риска, страха, эмоций и принятия решений [25, 26]. Выполнение теста занимает 30 мин.

Тест *Mental Rotation*. Данный тест позволяет оценить способности мысленного вращения двухмерных и трехмерных объектов [27]. Суть метода заключается в том, чтобы «в уме» развернуть изображение так, чтобы одна из двух предложенных фигур соответствовала представленной. В задании на экране появлялись 3 фигуры. Необходимо было сопоставить две фигуры с третьей (образцом) и выбрать верный ответ, по мнению испытуемого. Оценивались процент правильных ответов и среднее время на принятие решения (время отклика). Тест позволяет оценить способность к пространственному мышлению. Тест состоял из 24 заданий, после каждого задания предоставля-

лось 10 с на отдых, общее время выполнения теста не превышало 5 мин.

Тест *N-Back*. Данный тест направлен на оценку концентрации и кратковременной памяти [28]. Суть метода заключается в непрерывном запоминании последовательности символов — звуковых и зрительных. Необходимо отмечать соответствие текущего символа символу, представленному *n*-шагов назад. Отсюда и название — *n-back*.

В задании испытуемым предлагали запомнить последовательность букв. Каждая буква отображалась в течение нескольких секунд. Испытуемым нужно было вспомнить, видели ли они ту же букву 3 пункта назад. Если испытуемый видел ту же букву 3 пункта назад, то нужно нажать кнопку *M* на клавиатуре (*Memory*). Если это не было буквой, показанной 3 пункта назад, то необходимо нажать кнопку *N* (*No*). Оценивались процент правильных ответов и среднее время на принятие решения (время отклика). Предъявляется 20 попыток, 3 с на каждую попытку, общее время выполнения теста — 1 мин.

Тест *Stop-signal task*. Данный тест направлен на измерение торможения реакции (импульсное торможение) [29]. Участник должен ответить на стимул стрелки, выбрав один из двух вариантов, в зависимости от направления, в котором указы-

вает стрелка. Если присутствует звуковой тон, субъект должен воздержаться от этой реакции (торможение). Тест состоит из двух частей:

1. в первой части участника знакомят с тестом и просят выбрать левую кнопку, когда он увидит стрелку, указывающую влево, и кнопку справа, когда он увидит стрелку, указывающую вправо. У участника есть один блок из 16 испытаний, чтобы попрактиковаться в этом.

2. во второй части участнику предлагается продолжить выбор кнопок, когда он увидит стрелки, но, если он услышит световой сигнал (красный круг), он должен воздержаться от ответа и не нажимать кнопку.

Оценку времени нельзя измерить напрямую, потому что по определению не происходит никакого измеримого поведения, когда участник успешно предотвращает нажатие кнопки. Оценивались доля (вероятность) успешной остановки и время отклика. Всего предьявляется 30 попыток, время выполнение теста — 1 мин.

Тест Wisconsin Card Sorting Task. Нейропсихологический тест, позволяющий оценить способность к переключению внимания при изменении категории, т.е. способность демонстрировать гибкость в зависимости от меняющихся текущих условий [30]. Данный тест оценивает развитие исполнительных функций, т.е. когнитивных способностей, необходимых для программирования и контроля действий. Висконсинский тест сортировки карточек оценивает следующие когнитивные функции:

1. способность к выделению абстрактных категорий (*forming abstract concepts*);
2. способность к переключению внимания при изменении категории (*shifting set*);
3. способность к концентрации внимания на выделенной категории (*maintaining set*);
4. способность к использованию обратной связи (*feedback utilization*).

Необходимо сортировать карточки из набора (например, один красный треугольник, две желтые звезды, три зеленых креста, четыре синих треугольника) в соответствии с правилом, известным только компьютеру. Тестируемый должен понять принцип сортировки на основе обратной связи, получаемой от компьютера (правильно-неправильно). После 10 правильных ответов подряд принцип сортировки (цвет, форма, количество) меняется, о чем тестируемому сообщается только посредством указания на неправильный ответ без каких-либо дополнений и комментариев. Тестирование прекращается при выполнении сортировки по 6 категориям (цвет, форма, количество, цвет, форма, количество) или до расходования всех карточек. Оценивается процент пра-

вильных ответов и количество ошибок. Выполнение теста занимает 15–20 мин.

Регистрацию электроэнцефалограммы выполняли на программно-аппаратном комплексе “Нейрон-спектр 4/П” (Нейрософт, Россия) в системе отведений “10–20” по 8 каналам (лобные (FP_{1-2}), область центральной борозды (C_{3-4}), височные (T_{3-4}), затылочные (O_{1-2}) электроды). Наложение электродов осуществляли с помощью специальной шапочки для проведения ЭЭГ (монтаж монополярный, референтные электроды — ушные (A)). Оценивали среднюю мощность частотных спектров для α (8–13 Гц), высоко ($25-40$ Гц) и низкочастотных β (13–25 Гц)–, θ (4–8 Гц)– и Δ (0.5 до 3.5 Гц)–диапазонов. Стандартные границы частотных диапазонов были выбраны, чтобы в дальнейшем иметь возможность экстраполировать полученные результаты на аналогичные группы и иметь возможность в последующих исследованиях сформулировать практические рекомендации для использования ЭЭГ-контроля в спортивном отборе и тренировочном процессе в видах спорта, сочетающих физические и когнитивные нагрузки. Регистрацию ЭЭГ выполняли в полосе пропускания 0.3–50 Гц и при частоте дискретизации 500 Гц. Каждую запись ЭЭГ автоматически сканировали на наличие артефактов. Участки ЭЭГ с амплитудой более 200 мкВ в пределах окна в 640 мс отмечали, как плохой канал; участки с амплитудой более 140 мкВ рассматривали как двигательный артефакт.

Для спектрального анализа использовали 20-секундные отрезки безартефактной записи, подразделявшиеся на четырехсекундные эпохи, подвергавшиеся быстрому преобразованию Фурье с использованием окна Ханна.

Регистрацию ЭЭГ проводили в три этапа. Дизайн данной части исследования представлен на рис. 2. На первом этапе у испытуемого регистрировали ЭЭГ в состоянии покоя с закрытыми (фоновая запись) и с открытыми глазами в течение 20 с.

На втором этапе испытуемому предлагали выполнить *IGT*-тест [2] на компьютере (структура и порядок выполнения теста были описаны выше), ЭЭГ регистрировали во время выполнения теста (на всем протяжении его выполнения). Для анализа выбирали участки записи без артефактов продолжительностью 20 с.

После этого обследуемый выполнял физическую нагрузку в виде теста *PWC170* по схеме, описанной выше. На третьем этапе, сразу после выполнения нагрузки, испытуемые повторно выполняли *IGT*-тест, во время которого регистрировалась ЭЭГ.

Методы математической статистики. Статистическую обработку данных проводили с ис-

пользованием пакета статистического анализа *STATISTICA* 8.0.

Для несвязанных выборок проводили двух-факторный дисперсионный анализ (*ANOVA*), чтобы определить, связаны ли результаты выполнения заданий наличием спортивного разряда и с видом спорта, которым занимается испытуемый. Этим методом анализировали результаты выполнения тестов в группах спортсменов и нетренированных волонтеров. В этом случае дисперсионный анализ проводили по следующим факторам: наличие/отсутствие спортивной квалификации, вид спорта (легкая атлетика/тяжелая атлетика). Анализ данных *ANOVA* был проведен с использованием многомерного дисперсионного анализа (*MANOVA*). Статистически значимые взаимодействия отслеживали с помощью теста Тьюки на достоверно значимые различия (относительная значимость 0.05). Оценку сферичности выполняли с помощью теста Мочли.

Для результатов в попарно связанных выборках (на данных азартных игр в Айова-тесте до и после выполнения физической нагрузки) были проведены два *t*-теста, по одному для каждой зависимой переменной для задачи, чтобы определить, оказали ли упражнения какое-либо влияние на выполнение задачи. В том случае, когда достоверность эффекта подтверждалась, для оценки его величины (*effect size*) определяли стандартизированную среднюю разницу по формуле *d* Коэна (при *d* = 2).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В табл. 1 представлены показатели психологического тестирования контрольной группы и спортсменов различных специализаций.

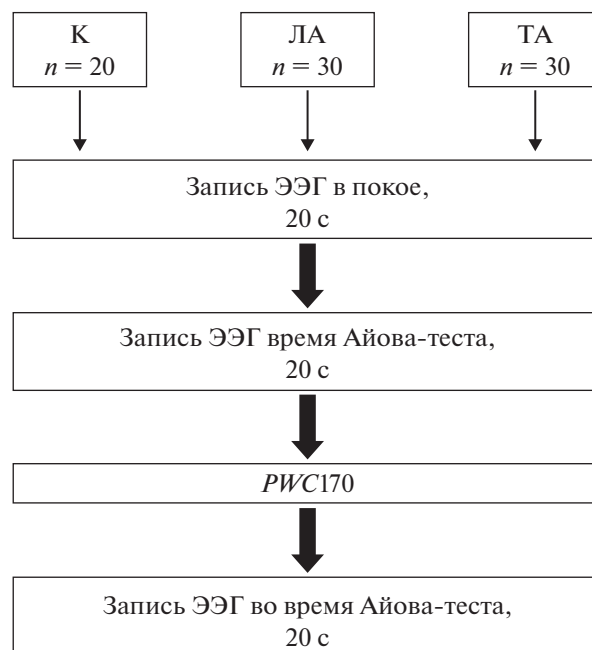


Рис. 2. Дизайн построения электроэнцефалографического исследования до и после физической нагрузки. Обозначения см. рис. 1.

В тесте *Iowa Gambling Task (IGT)* в группе ЛА процент правильных ответов был выше, чем в группах ТА и в контроле. Испытуемые группы ЛА с большей вероятностью принимали решение, которое, в конечном итоге, приносило им деньги. Скорость научения так же была выше в группе ЛА, а в группе ТА она была минимальной. Участники группы ЛА быстрее начинали преимущественно выбирать колоды *C* или *D*. Считается, что

Таблица 1. Показатели психологического тестирования спортсменов различных специализаций

№	Название теста	Контрольная группа	Группа Легкая атлетика	Группа Тяжелая атлетика
1	<i>Iowa Gambling Task</i> , скорость научения, %	25.2 ± 7.5	14.1 ± 3.6 [@]	46.9 ± 8.4 ^{*, @}
2	<i>Iowa Gambling Task</i> , % правильных ответов	55.7 ± 2.2	69.8 ± 2.5 [@]	42.4 ± 6.2 ^{*, @}
3	<i>Mental Rotation</i> , % правильных ответов	76.6 ± 3.4	86.2 ± 2.9 [@]	67.5 ± 4.1 ^{*, @}
4	<i>Mental Rotation</i> , среднее время отклика, мс	2298 ± 65	2487 ± 73 [@]	2136 ± 68 ^{*, @}
5	<i>N-back</i> , % правильных ответов	81.3 ± 2.4	84.5 ± 2.4 [@]	79.5 ± 2.5 ^{*, @}
6	<i>N-back</i> , среднее время отклика, мс	648 ± 3	656 ± 3 [@]	626 ± 3 ^{*, @}
7	<i>Stop-signal task</i> , вероятность успешной остановки	0.77 ± 0.03	0.78 ± 0.03	0.80 ± 0.03
8	<i>Stop-signal task</i> , время отклика, мс	152.5 ± 2.7	165.3 ± 2.3 [@]	145.2 ± 2.1 ^{*, @}
9	<i>Wisconsin Card Sorting Task</i> , % правильных ответов	74.3 ± 1.6	78.9 ± 1.7 [@]	70.9 ± 2.5 ^{*, @}
10	<i>Wisconsin Card Sorting Task</i> , количество ошибок	10.2 ± 0.5	9.1 ± 0.4 [@]	11.6 ± 0.5 ^{*, @}

Примечание: * — достоверность различий между легкоатлетами и тяжелоатлетами, $p < 0.05$. @ — достоверность различий с контрольной группой, $p < 0.05$.

Таблица 2. Показатели психологического тестирования спортсменов различных специализаций до и после физической нагрузки

Название теста	Контрольная группа		Группа Легкая атлетика		Группа Тяжелая атлетика	
	блок А	блок Б	блок А	блок Б	блок А	блок Б
<i>Iowa Gambling Task</i> (до нагрузки), скорость научения, %	25.0 ± 3.2	24.8 ± 5.7	14.6 ± 3.1 [@]	15.8 ± 2.0 [@]	46.9 ± 5.2 ^{*, @}	47.3 ± 6.6 ^{*, @}
<i>Iowa Gambling Task</i> (после нагрузки), скорость научения, %	27.4 ± 8.1	29.5 ± 6.3	11.2 ± 1.9 ^{#, @}	11.4 ± 3.2 ^{*, @, #}	57.7 ± 6.4 ^{*, @, #}	53.2 ± 8.1 ^{*, @}
<i>Iowa Gambling Task</i> (до нагрузки), % правильных ответов	52.6 ± 2.1	54.7 ± 3.3	69.7 ± 2.5 [@]	71.8 ± 3.1 [@]	42.5 ± 6.2 ^{*, @}	43.7 ± 4.3 ^{*, @}
<i>Iowa Gambling Task</i> (после нагрузки), % правильных ответов	55.0 ± 4.4	58.7 ± 5.1	76.3 ± 4.2 ^{#, @}	82.5 ± 4.1 ^{#, @, \$}	40.9 ± 4.7 ^{*, #, @}	41.3 ± 2.5 ^{*, #, @}

Примечание: * — достоверность различий между легкоатлетами и тяжелоатлетами, $p < 0.05$ на одном и том же этапе исследования, # — достоверность различий между спортсменами до и после физической нагрузки, $p < 0.05$, @ — достоверность различий с контрольной группой, $p < 0.05$, \$ — достоверность различий между блоками А и Б, $p < 0.05$.

тест оценивает функцию вентромедиальной префронтальной коры. Эта часть мозга, помимо прочего, участвует в обработке риска, страха, эмоций и принятия решений [25, 26].

В тесте *Mental Rotation* процент правильных ответов был выше у группы ЛА, что указывает на лучшую способность к пространственному мышлению. Так же и среднее время отклика в группе ЛА больше, чем в группах ТА и в контроле.

В тесте *N-back* процент правильных ответов был выше у группы ЛА, что указывает на лучшие показатели кратковременной памяти. Так же и среднее время отклика в группе ЛА выше, чем в группах ТА и в контроле.

В тесте *Stop-signal task* не выявлено достоверных различий в показателе вероятности успешной остановки между группами. Но при оценке времени, необходимого для предотвращения нажатия кнопки, участники группы ЛА показали более высокий результат, чем участники групп ТА и контрольной. У спортсменов группы ЛА наблюдается большая лабильность нервной системы и скорость переключения.

В тесте *Wisconsin Card Sorting Task* в группе ЛА процент правильных ответов был выше, чем у участников групп ТА и контрольной, что указывает на лучшую способность следовать набору меняющихся правил. Количество perseverационных ошибок в группе ТА было самым высоким, что указывает на тенденцию продолжать следовать набору правил после того, как этот набор больше не работает.

В табл. 2 представлены показатели психологического тестирования *Iowa Gambling Task* спортс-

менов различных специализаций и контрольной группы до и после нагрузки. Как было отмечено выше, исследование проводилось в два этапа в разные дни. Участники блока А в первый день выполняли физическую нагрузку — тест *PWC170*, сразу после которого выполняли когнитивный тест *IGT*. Во второй день участники этого блока выполняли этот же тест без нагрузки. Участники блока Б в первый день выполняли указанный тест без нагрузки, а во второй день — физическую нагрузку — тест *PWC170*, сразу после которого выполняли когнитивный тест *IGT*.

Исходно между блоками А и Б достоверных различий в результатах Айова теста не было. Результаты теста в контрольной группе после физической нагрузки не изменялись. В то же время в группах спортсменов были выявлены разнонаправленные изменения.

В группе ЛА после физической нагрузки скорость научения увеличивалась в обоих блоках. Количество правильных ответов так же возрастало, но при этом после нагрузки у спортсменов в блоке Б оно было достоверно, чем в блоке А. Вероятно, здесь сказывалось, что группа Б после нагрузки тест выполняла повторно, что в сочетании с высокой лабильностью нервной системы, показанной в других тестах, давала им определенное преимущество.

В группе ТА после физической нагрузки скорость научения снижалась в обоих блоках, эффект нагрузки у этих спортсменов был противоположным. Количество правильных ответов не изменялось в обоих блоках.

Оценка биоэлектрической активности головного мозга. В табл. 3 представлены величины средней мощности частотных спектров для α -, высоко- и низкочастотных β -, θ - и Δ -диапазонов в обследованных группах. В состоянии покоя наблюдали преобладание мощности спектра α -диапазона в затылочной области. Достоверных различий между группами спортсменов и нетренированных волонтеров не зарегистрировали.

У нетренированных волонтеров при выполнении теста *IGT* наблюдалось значительное (в два раза) снижение мощности спектра α -диапазона в затылочных отделах в сравнении с состоянием покоя с открытыми глазами. При выполнении *IGT* после физической нагрузки наблюдалась аналогичная реакция. Полученные результаты в целом совпадают с данными, опубликованными ранее в литературе [31].

У спортсменов группы ЛА при выполнении теста *IGT* мы так же отмечали существенное снижение мощности спектра α -диапазона в сравнении с состоянием покоя с открытыми глазами, однако после физической нагрузки величина мощности спектра возрастала, хотя и не достигала значений, регистрируемых в состоянии покоя. По всей видимости, спортсмены-легкоатлеты в большей степени адаптированы к нагрузкам циклического характера.

У спортсменов-тяжелотлетов картина была принципиально иной. Мы не отмечали угнетения активности α -диапазона в затылочной области при выполнении теста *IGT*. При этом в лобно-центральной области справа активность α -диапазона усиливалась. В то же время после физической нагрузки активность α -диапазона угнеталась во всех отделах. Можно предположить, что полученные различия связаны с тем, что физическая нагрузка циклического характера не является привычной для спортсменов-тяжелотлетов.

Мощность спектра β -диапазона (как высоких, так и низких частот) у волонтеров контрольной группы так же преобладала в затылочных отделах. При выполнении теста *IGT* отмечалось увеличение значений спектральной мощности отмеченных частотных диапазонов, что так же согласуется с литературными данными [31, 32]. После физической нагрузки мощность спектра β -диапазона возрастала еще в большей степени.

У спортсменов обеих групп, в отличие от контроля, не отмечалось преобладания мощности спектра β -диапазона в затылочной области — она приблизительно равномерно распределялась по всем отделам. Однако у легкоатлетов при выполнении теста *IGT* мощность спектра β -диапазона низких частот достоверно не изменялась, а высоких частот — снижалась. После физической

нагрузки мощность спектра β -диапазона снижалась еще сильнее во всех отделах.

У спортсменов-тяжелотлетов мы наблюдали возрастание мощности спектра β -диапазона при выполнении теста *IGT* во всех отделах. После физической нагрузки указанный показатель снижался в центрально-затылочной области для β -диапазона низких частот и усиливался в височной области для β -диапазона высоких частот.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Для объяснения механизмов выявленных различий в показателях психологических тестов у спортсменов разных специализаций в покое и после нагрузки можно привлечь несколько гипотез. Во-первых, важную роль могут играть факторы ангиогенеза при физических нагрузках. Физическая активность стимулирует выработку факторов роста сосудов, усиливается ангио-, синапто-, и нейрогенез, что ведет к улучшению снабжения мозга кислородом и энергией, снимает симптомы депрессии, стимулирует когнитивную деятельность [33–35].

Во-вторых, в последние годы все большее внимание исследователей привлекает возрастание уровня BDNF в мозге, крови и мышцах при физических нагрузках [36]. BDNF — нейротрофический фактор мозга (brain-derived neurotrophic factor) — белок человека, кодируемый соответствующим геном. BDNF принадлежит к семейству нейротрофических белков, облегчающих нейрогенез, нейрорегенерацию, выживаемость клеток. Продуцируется как в ЦНС, так и других тканях, включая сосудистый эндотелий, запасается в тромбоцитах. Высокая экспрессия мРНК BDNF обнаружена в гиппокампе и коре головного мозга [37].

Последние гипотезы, базирующиеся на результатах, полученных в основном на здоровых лицах и животных, предполагают, что упражнения на выносливость приводят к увеличению максимального потребления кислорода, что, в свою очередь, влияет на нейрогенез через увеличение нейротрофинов (особенно, BDNF). Несмотря на то, что большинство нейронов в мозге млекопитающих образуется внутриутробно, некоторые отделы взрослого мозга сохраняют способность создавать новые нейроны из стволовых клеток при нейрогенезе. BDNF увеличивает численность и дифференциацию новых нейронов [38].

Так же важно отметить, что аэробная нагрузка — тест *PWC170* — более привычен для легкоатлетов и непривычен для тяжелоатлетов.

Изменение амплитудных и частотных характеристик β -диапазона является предметом дискуссии. Повышение уровня активации мозга при решении арифметических задач, при чтении текста и просто при открывании глаз связывают с ро-

Таблица 3. Величины средней мощности спектра электроэнцефалограммы ($\text{мкВ}^2/\text{с}$) у спортсменов и нетренированных волонтеров во время выполнения когнитивного теста IGT до и после физической нагрузки ($M \pm m$)

Группы		Контрольная группа			Группа Легкая атлетика			Группа Тяжелая атлетика		
диапазоны	ответы	в покое	тест до нагрузки	тест после нагрузки	в покое	тест до нагрузки	тест после нагрузки	в покое	тест до нагрузки	тест после нагрузки
α (8–13 Гц)	FP_1	2.30 ± 0.12	2.05 ± 0.11	$3.45 \pm 0.18^*, \#$	$1.75 \pm 0.07^\&$	$1.04 \pm 0.04^*, \$$	$1.71 \pm 0.06^*, @$	3.03 ± 0.05	2.65 ± 0.14	$3.03 \pm 0.12^\#$
	FP_2	2.30 ± 0.15	$1.79 \pm 0.13^*$	$1.79 \pm 0.11^*, \text{¥}$	$1.6 \pm 0.09^\&$	$1.04 \pm 0.03^*, \$$	$1.76 \pm 0.04^\#$	$2.37 \pm 0.08^\text{¥}$	2.06 ± 0.13	$3.85 \pm 0.18^*, \#, @, \text{¥}$
	C_3	1.91 ± 0.18	$1.13 \pm 0.12^*$	$0.91 \pm 0.15^*$	2.05 ± 0.11	$0.99 \pm 0.08^*$	$0.97 \pm 0.03^*$	$1.3 \pm 0.04^\&$	$0.97 \pm 0.08^*$	$1.74 \pm 0.05^*, \#, @$
	C_4	2.25 ± 0.14	$1.06 \pm 0.12^*$	$0.92 \pm 0.19^*$	2.22 ± 0.11	$1.07 \pm 0.11^*$	$2.06 \pm 0.12^*, @, \text{¥}$	$1.63 \pm 0.05^\&, \text{¥}$	$1.04 \pm 0.09^*$	$2.16 \pm 0.11^*, \#, @, \text{¥}$
	T_3	0.56 ± 0.05	0.71 ± 0.08	0.55 ± 0.13	0.39 ± 0.05	$0.28 \pm 0.04^*, \$$	$0.63 \pm 0.04^*, \#$	0.47 ± 0.05	$0.46 \pm 0.02^\$$	$1.86 \pm 0.09^*, \#, @$
	T_4	0.59 ± 0.07	0.59 ± 0.06	0.45 ± 0.12	0.45 ± 0.07	$0.27 \pm 0.06^*, \$$	$0.62 \pm 0.03^*, \#$	$0.65 \pm 0.03^\text{¥}$	0.67 ± 0.04	$2.96 \pm 0.07^*, \#, @, \text{¥}$
	O_1	5.29 ± 0.11	$2.32 \pm 0.15^*$	$2.00 \pm 0.25^*$	6.07 ± 0.24	$3.81 \pm 0.13^*, \$$	$1.56 \pm 0.05^*, \#, @$	$2.9 \pm 0.12^\&$	$1.06 \pm 0.07^*, \$$	$2.55 \pm 0.14^\#, @$
	O_2	4.21 ± 0.13	$2.57 \pm 0.18^*$	$2.11 \pm 0.22^*$	$4.76 \pm 0.22^\text{¥}$	$3.47 \pm 0.15^\$$	$1.8 \pm 0.03^*, \#$	$3.78 \pm 0.15^\text{¥}$	$2.00 \pm 0.08^*, \$, \text{¥}$	$3.65 \pm 0.16^\#, @, \text{¥}$
	FP_1	0.11 ± 0.02	$0.33 \pm 0.03^*$	$0.19 \pm 0.03^*, \#$	$0.38 \pm 0.05^\&$	$0.18 \pm 0.05^*, \$$	$0.23 \pm 0.01^*$	$0.36 \pm 0.02^\&$	0.43 ± 0.03	$0.47 \pm 0.02^*, @$
	FP_2	0.12 ± 0.02	$0.24 \pm 0.02^*$	$0.19 \pm 0.02^*$	$0.31 \pm 0.06^\&$	$0.18 \pm 0.03^*, \$$	$0.23 \pm 0.01^*$	$0.28 \pm 0.01^\&$	0.31 ± 0.02	$0.63 \pm 0.03^*, \#, @, \text{¥}$
Высоко-частотный β (25–40 Гц)	C_3	0.1 ± 0.03	$0.22 \pm 0.02^*$	$0.16 \pm 0.02^\#$	$0.35 \pm 0.04^\&$	$0.11 \pm 0.02^*, \$$	$0.16 \pm 0.01^*$	$0.23 \pm 0.02^\&$	$0.48 \pm 0.04^*, \$$	$0.43 \pm 0.03^*, @$
	C_4	0.11 ± 0.02	$0.17 \pm 0.02^*$	$0.18 \pm 0.02^*$	$0.25 \pm 0.05^\&$	$0.11 \pm 0.02^*, \$$	$0.24 \pm 0.02^\#, \text{¥}$	$0.22 \pm 0.02^\&$	$0.38 \pm 0.03^*, \$$	$0.42 \pm 0.03^*, @$
	T_3	0.13 ± 0.02	$1.50 \pm 0.09^*$	$0.38 \pm 0.01^*, \#$	$0.31 \pm 0.05^\&$	$0.11 \pm 0.01^*, \$$	$0.15 \pm 0.01^*, @$	0.14 ± 0.01	$1.13 \pm 0.11^*, \$$	$0.43 \pm 0.02^*, \#$
	T_4	0.31 ± 0.04	$0.94 \pm 0.07^*, \text{¥}$	$0.33 \pm 0.03^\#$	$0.18 \pm 0.02^\&$	$0.12 \pm 0.01^*, \$$	$0.12 \pm 0.01^*, @$	$0.33 \pm 0.02^\text{¥}$	$1.04 \pm 0.09^*$	$0.67 \pm 0.05^*, \#, @, \text{¥}$
	O_1	0.62 ± 0.05	$1.23 \pm 0.14^*$	$0.94 \pm 0.05^*$	$0.34 \pm 0.03^\&$	$0.18 \pm 0.03^*, \$$	$0.24 \pm 0.02^*, @$	0.48 ± 0.03	$0.53 \pm 0.05^\$$	$0.76 \pm 0.06^*, @$
	O_2	0.41 ± 0.02	$1.69 \pm 0.18^*$	$1.21 \pm 0.11^*, \#$	$0.25 \pm 0.03^\&$	$0.20 \pm 0.05^\$$	$0.27 \pm 0.01^\&$	$0.33 \pm 0.02^\text{¥}$	$0.78 \pm 0.08^*, \$$	$0.75 \pm 0.03^*, @$
	FP_1	0.34 ± 0.02	$0.53 \pm 0.05^*$	$0.52 \pm 0.03^*$	0.48 ± 0.05	$0.34 \pm 0.04^*$	$0.57 \pm 0.03^*, \#$	$0.8 \pm 0.04^\&$	$1.38 \pm 0.09^*, \$$	$1.1 \pm 0.08^\&$
	FP_2	0.36 ± 0.03	$0.44 \pm 0.08^*$	0.39 ± 0.02	0.41 ± 0.04	0.39 ± 0.03	$0.55 \pm 0.03^*, \#$	$0.53 \pm 0.02^\&, \text{¥}$	$0.63 \pm 0.06^\$, \text{¥}$	$1.34 \pm 0.07^*, \#, @$
	C_3	0.31 ± 0.03	$0.39 \pm 0.03^*$	0.3 ± 0.02	$0.63 \pm 0.06^\&$	$0.27 \pm 0.04^*, \$$	$0.4 \pm 0.01^*, \#$	0.41 ± 0.02	$0.63 \pm 0.04^*, \$$	$0.8 \pm 0.05^*, @$
	C_4	0.31 ± 0.03	0.3 ± 0.02	0.31 ± 0.05	$0.58 \pm 0.03^\&$	$0.29 \pm 0.02^*$	$0.57 \pm 0.05^\#, @$	$0.54 \pm 0.03^\text{¥}$	$0.56 \pm 0.02^\$$	$0.79 \pm 0.04^*, @$
Низко-частотный β (13–25 Гц)	T_3	0.22 ± 0.02	$1.27 \pm 0.11^*$	$0.5 \pm 0.04^*, \#$	$0.41 \pm 0.04^\&$	$0.18 \pm 0.01^*, \$$	$0.26 \pm 0.02^*, @$	0.22 ± 0.01	$0.57 \pm 0.03^*, \$$	$0.88 \pm 0.06^*, \#, @$
	T_4	0.34 ± 0.02	$1.1 \pm 0.1^*$	$0.26 \pm 0.02^*, \#, \text{¥}$	$0.26 \pm 0.02^\text{¥}$	$0.20 \pm 0.03^\$$	0.24 ± 0.02	$0.65 \pm 0.04^\&, \text{¥}$	$0.91 \pm 0.07^*, \text{¥}$	$1.33 \pm 0.08^*, \#, @, \text{¥}$
	O_1	1.04 ± 0.06	1.27 ± 0.12	1.14 ± 0.11	$0.67 \pm 0.03^\&$	$0.42 \pm 0.05^*, \$$	$0.64 \pm 0.04^\#, @$	$0.51 \pm 0.03^\&$	$0.56 \pm 0.05^\$$	$1.18 \pm 0.08^*, \#$
	O_2	0.75 ± 0.05	$1.66 \pm 0.15^*$	$1.31 \pm 0.12^*$	0.60 ± 0.02	$0.56 \pm 0.07^\$$	$0.76 \pm 0.05^\#, @$	$1.24 \pm 0.07^\&, \text{¥}$	$1.26 \pm 0.11^\$, \text{¥}$	$1.83 \pm 0.05^*, \#, \text{¥}$

Таблица 3. Окончание

Группы		Контрольная группа			Группа Легкая атлетика			Группа Тяжелая атлетика		
диапазоны	ответы	в покое	тест до нагрузки	тест после нагрузки	в покое	тест до нагрузки	тест после нагрузки	в покое	тест до нагрузки	тест после нагрузки
θ (4–8 Гц)	FP_1	11.13 ± 1.12	$18.33 \pm 2.11^*$	$32.20 \pm 2.7^*, \#$	$5.85 \pm 0.24^{\&}$	$5.77 \pm 0.24^{\$}$	$10.03 \pm 0.75^{\#, *, @}$	$24.2 \pm 1.67^{\&}$	$18.9 \pm 1.6^*$	$16.5 \pm 1.2^*, @$
	FP_2	11.53 ± 1.09	$16.22 \pm 1.49^*$	$9.6 \pm 1.2^{\#, \text{¥}}$	$5.48 \pm 0.32^{\&}$	$5.78 \pm 0.02^{\$}$	$10.11 \pm 0.88^*, \#$	$19.3 \pm 1.75^{\&}$	16.4 ± 1.8	$17.7 \pm 1.5^@$
	C_3	2.39 ± 0.21	$4.39 \pm 0.15^*$	$2.97 \pm 0.18^{\#}$	$1.68 \pm 0.12^{\&}$	$1.55 \pm 0.03^{\$}$	$2.51 \pm 0.07^*, \#$	$1.84 \pm 0.03^{\&}$	$2.33 \pm 0.12^*, \$$	$5.31 \pm 0.27^*, @, \#$
	C_4	2.45 ± 0.18	$2.81 \pm 0.22^{\text{¥}}$	2.62 ± 0.21	$1.64 \pm 0.15^{\&}$	$1.53 \pm 0.06^{\$}$	$5.26 \pm 0.04^*, \#, @, \text{¥}$	2.16 ± 0.08	2.13 ± 0.14	$6.09 \pm 0.42^*, \#, @$
	T_3	0.89 ± 0.05	$2.58 \pm 0.25^*$	$1.98 \pm 0.08^*, \#$	$0.47 \pm 0.07^{\&}$	$0.55 \pm 0.02^{\$}$	$1.49 \pm 0.03^*, \#$	$1.22 \pm 0.04^{\&}$	$1.35 \pm 0.07^{\$}$	$6.97 \pm 0.33^*, \#, @$
	T_4	0.88 ± 0.06	$1.46 \pm 0.17^*, \text{¥}$	$1.39 \pm 0.07^*$	$0.41 \pm 0.04^{\&}$	$0.5 \pm 0.02^{\$}$	$1.44 \pm 0.02^*, \#$	$1.19 \pm 0.09^{\&}$	1.86 ± 0.05	$10.74 \pm 0.8^*, \#, @, \text{¥}$
	O_1	2.3 ± 0.09	$4.67 \pm 0.36^*$	$3.81 \pm 0.04^*, \#$	$1.46 \pm 0.13^{\&}$	$1.42 \pm 0.03^{\$}$	$3.14 \pm 0.08^*, \#$	$1.67 \pm 0.07^{\&}$	$2.01 \pm 0.06^*, \$$	$6.98 \pm 0.54^*, \#, @$
	O_2	2.49 ± 0.11	$4.03 \pm 0.38^*$	$3.22 \pm 0.02^*, \#$	$1.53 \pm 0.17^{\&}$	$1.74 \pm 0.02^{\$}$	$4.51 \pm 0.05^*, \#, @, \text{¥}$	$3.2 \pm 0.05^{\&, \text{¥}}$	$3.22 \pm 0.04^{\$, \text{¥}}$	$9.12 \pm 0.71^*, \#, @, \text{¥}$
	FP_1	146.8 ± 22.3	$211.7 \pm 25.3^*$	$282.8 \pm 23.7^*, \#$	$48.26 \pm 5.2^{\&}$	$37.36 \pm 3.5^{\$}$	$146.6 \pm 18.6^*, \#, @$	$255.8 \pm 18.6^{\&}$	$571.7 \pm 35.8^{\$, *}$	$601.6 \pm 32.8^*, @$
	FP_2	135.0 ± 25.4	$159.3 \pm 19.7^{\text{¥}}$	$181.4 \pm 19.9^*, \text{¥}$	$42.04 \pm 3.5^{\&}$	$38.16 \pm 3.8^{\$}$	$156.1 \pm 12.9^*, \#$	$230.5 \pm 22.9^{\&}$	$478.6 \pm 27.4^*, \text{¥}, \$$	$1748.2 \pm 57.9^{\#, *, @, \text{¥}}$
Δ (0.5–3.5 Гц)	C_3	23.3 ± 2.14	$57.6 \pm 8.5^*$	$63.4 \pm 7.5^*$	$5.29 \pm 0.25^{\&}$	$6.5 \pm 0.24^{\$}$	$135.1 \pm 17.3^*, \#, @$	$19.3 \pm 3.7^{\&}$	$37.1 \pm 2.8^*, \$$	$474.3 \pm 22.7^*, \#, @$
	C_4	$32.3 \pm 2.18^{\text{¥}}$	$42.1 \pm 7.2^*, \text{¥}$	$62.8 \pm 8.2^*, \#$	$4.67 \pm 0.28^{\&}$	$5.89 \pm 0.32^{\$}$	$94.9 \pm 11.8^{\#, @, \text{¥}}$	$19.1 \pm 2.6^{\&}$	$19.4 \pm 1.9^*, \$, \text{¥}$	$690.3 \pm 34.1^*, \#, @, \text{¥}$
	T_3	19.6 ± 1.28	92.9 ± 9.3	$149.0 \pm 14.3^*, *$	$3.72 \pm 0.18^{\&}$	$3.56 \pm 0.17^{\$}$	$68.2 \pm 5.6^*, \#, @$	$27.9 \pm 3.5^{\&}$	$56.0 \pm 3.7^*, \$$	$1203.5 \pm 42.8^*, \#, @$
	T_4	28.1 ± 1.34	$42.1 \pm 8.9^*, \text{¥}$	$151.5 \pm 12.7^*, \#$	$1.69 \pm 0.07^{\&, \text{¥}}$	$2.66 \pm 0.15^*, \$, \text{¥}$	$85.2 \pm 6.4^*, \#, @, \text{¥}$	$19.3 \pm 2.8^{\&, \text{¥}}$	$64.3 \pm 4.0^*, \$$	$690.3 \pm 36.2^*, \#, @, \text{¥}$
	O_1	30.6 ± 1.45	$73.4 \pm 6.4^*$	$124.9 \pm 21.5^*, \#$	$3.67 \pm 0.14^{\&}$	$6.68 \pm 0.24^*, \$$	$104.9 \pm 9.1^*, \#, @$	$17.8 \pm 1.9^{\&}$	$36.9 \pm 3.2^*, \$$	$958.3 \pm 41.5^*, \#, @$
	O_2	$47.6 \pm 2.08^{\text{¥}}$	$64.7 \pm 5.9^*$	$177.9 \pm 15.8^*, \#, \text{¥}$	$3.41 \pm 0.16^{\&}$	$6.39 \pm 0.36^*, \$$	$122.7 \pm 10.3^*, \#, @, \text{¥}$	$23.5 \pm 2.7^{\&, \text{¥}}$	$33.7 \pm 3.3^*, \$$	$1098.4 \pm 57.3^*, \#, @, \text{¥}$

Примечание: отведения: FP – лобные (1 – слева, 2 – справа), C – область центральной борозды (3 – слева, 4 – справа), T – височные (3 – слева, 4 – справа), O – затылочные (1 – слева, 2 – справа). * – достоверность различий в группе в покое и во время выполнения теста, $p < 0.05$. # – достоверность различий в группе во время выполнения теста до и после физической нагрузки, $p < 0.05$. & – достоверность различий с контрольной группой в покое, $p < 0.05$. \$ – достоверность различий с контрольной группой во время выполнения теста, $p < 0.05$. @ – достоверность различий с контрольной группой после физической нагрузки, $p < 0.05$. ¥ – достоверность межполушарной асимметрии, $p < 0.05$.

стом мощности β -частот [39]. Полученные нами характеристики β -активности могут быть связаны с различной степенью активации нервных центров при выполнении нагрузочного тестирования в разных группах и отражать уровень адаптационного потенциала, степень эмоциональной стабильности устойчивости к стрессовым ситуациям.

В состоянии покоя у тех обследованных волонтеров — как нетренированных лиц, так и спортсменов обеих специализаций — медленная активность θ - и Δ -диапазонов преобладала во фронтальной области коры.

При выполнении теста *IGT* у всех обследованных групп отмечалось существенное усиление мощности спектра Δ -диапазона, преимущественно во фронтальной и затылочной области. Однако после физической нагрузки указанный показатель снижался, приближаясь к показателям, регистрируемым в покое.

Сходная динамика отмечалась и со стороны мощности спектра θ -диапазона в группе спортсменов—легкоатлетов. Как в контроле, так и у тяжелоатлетов изменения со стороны мощности спектра θ -диапазона были незначительны как при выполнении теста *IGT*, так и после физической нагрузки.

Вопрос о функциональном значении медленных ритмов в настоящее время остается предметом дискуссий. Однако существуют факты, позволяющие рассматривать этот ритм как показатель состояния психофизиологической направленности человека, индикатор эмоционального возбуждения, “ритм напряжения” [31]. Возможно, выявляемые изменения медленной активности при выполнении теста *IGT* отражают эмоциональную компоненту восприятия теста.

Ограничения и перспективы работы. Основное ограничение работы в том, что *IGT*-тест испытуемые выполняли дважды — до и после нагрузки, и второй результат мог быть искажен влиянием обучения. Для нивелирования этого влияния исследование выполнялось в два разных дня (с интервалом 3–5 дней), и испытуемые делились на две подгруппы. Первая подгруппа в первый день выполняла *IGT*-тест и остальные тесты, а во второй день — физическую нагрузку и сразу после нее — повторный *IGT*-тест. Вторая подгруппа в первый день выполняла физическую нагрузку и сразу после нее — *IGT*-тест, а во второй день — *IGT*-тест и остальные тесты. Поскольку никаких различий между этими подгруппами выявлено не было, при обработке и анализе результатов они были объединены.

Перспектива работы возможна в последующих исследованиях сформулировать практические рекомендации для использования психологических тестов и ЭЭГ-контроля в спортивном отборе и

тренировочном процессе в видах спорта, сочетающих физические и когнитивные нагрузки.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

При выполнении психологических тестов до нагрузки спортсмены, занимающиеся циклическими видами нагрузки, показали результаты лучше, чем тяжелоатлеты. Результаты контрольной группы были ниже, чем у легкоатлетов, но выше, чем у тяжелоатлетов. По всей видимости, указанные виды нагрузок при регулярном использовании оказывают противоположные эффекты на когнитивную сферу. Однократно предъявляемая физическая нагрузка циклического характера не оказывала влияния на результаты психологического тестирования у нетренированных волонтеров и у тяжелоатлетов, но способствовала улучшению результатов психологического тестирования у спортсменов, тренирующихся в циклических видах спорта. Выявленные различия могут быть связаны с факторами ангиогенеза и/или усилением продукции нейротрофического фактора BDNF. Также важно учитывать, что нагрузка циклического характера привычна легкоатлетам, но непривычна тяжелоатлетам.

У спортсменов различных специализаций реакция биоэлектрической активности головного мозга на когнитивную и физическую нагрузку по многим показателям количественно и качественно отличается от нетренированных волонтеров. При выполнении когнитивной пробы у спортсменов отмечается усиление мощности спектров Δ (а у тяжелоатлетов — и θ)-диапазона в большей степени, чем в контроле. В отличие от контрольной группы, физическая нагрузка у спортсменов чаще способствует снижению мощности спектров ЭЭГ, особенно в β - и Δ -диапазонах.

Таким образом, можно предполагать, что выявленные различия в результатах психофизиологических тестов у спортсменов различных специализаций и нетренированных волонтеров в значительной степени определяются особенностями функциональной активности различных отделов коры, что находит свое отражение в характеристиках паттернов биоэлектрической активности мозга.

Полученные результаты раскрывают определенные аспекты взаимосвязи характера физических нагрузок и формирования когнитивной сферы и могут быть использованы при построении тренировочных программ как в различных видах спорта, так и программ физической подготовки в экстремальных профессиях, характеризующихся сочетанием физических и когнитивных нагрузок.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской

декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены комиссией по биоэтике Биологического института Томского государственного университета (протокол № 33 от 02.12.2019).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Исследование выполнено при поддержке Программы развития ТГУ (“Приоритет-2030”).

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Овчинникова Н.А., Капилевич Л.В. Аэробные нагрузки как фактор развития когнитивных способностей в подростковом возрасте // Теория и практика физической культуры. 2020. № 11. С. 50.
2. Perrey S., Besson P. Studying brain activity in sports performance: contributions and issues // Progr. Brain Res. 2018. V. 240. P. 247.
3. Гуляева В.В., Зинченко М.И., Урюмцев Д.Ю. и др. Физическая нагрузка при лечении депрессии. Часть 1. Физиологические механизмы // Журн. неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2019. Т. 119. № 7. С. 112.
Gulyaeva V.V., Zinchenko M.I., Uryumtsev D.Y. et al. [Exercise for depression treatment. Physiological mechanisms] // Zh. Nevrol. Psikiatr. Im. S.S. Korsakova. 2019. V. 119. № 7. P. 112.
4. Головин М.С., Балиоз Н.В., Кривошеков С.Г., Айзман Р.И. Изменение ЭЭГ показателей у студентов, занимающихся спортом, после однократной и продолжительной низкочастотной аудиовизуальной стимуляции // Вестник Новосибирского государственного педагогического университета. 2016. Т. 6. № 1. С. 131.
Golovin M.S., Balioz N.V., Krivoshekov S.G., Aizman R.I. [Change of the students' EEG parameters engaging in athletics, after single and multiple low-frequency audiovisual stimulation] // Novosibirsk State Pedagogical University Bulletin. 2016. V. 6. № 1. P. 131.
5. Черепкина Л.П., Тристан В.Г. Особенности биоэлектрической активности головного мозга спортсменов // Вестник ЮУрГУ. Образование, здравоохранение, физическая культура. 2011. № 39. С. 27.
6. Del Percio C., Infarinato F., Marzano N. et al. Reactivity of alpha rhythms to eyes opening is lower in athletes than non-athletes: a high-resolution EEG study // Int. J. Psychophysiol. 2011. V. 82. № 3. P. 240.
7. Антипова О.С., Харитонова Л.Г. Психофизиологические особенности спортсменов, занимающихся циклическими и ациклическими видами спорта // Физкультурное образование Сибири. 2014. № 1 (31). С. 73.
8. Michelle W., Weng T.B., Burzynska A.Z. et al. Fitness, but not physical activity, is related to functional integrity of brain networks associated with aging // NeuroImage. 2016. V. 131. P. 113.
9. Ruscheweyh R., Willemer C., Krüger K. et al. Physical activity and memory functions: An interventional study // Neurobiol. Aging. 2011. V. 32. № 7. P. 1304.
10. Crick F., Koch C. Are we aware of neural activity in primary visual cortex? // Nature. 1995. V. 375. № 6527. P. 121.
11. Овчинникова Н.А., Южанин Э.Ф., Медведева Е.В., Капилевич Л.В. Характеристики биоэлектрической активности головного мозга у спортсменов при сочетании когнитивной и физических нагрузок // Человек. Спорт. Медицина. 2021. Т. 21. № 3. С. 64.
Ovchinnikova N.A., Yuzanin E.F., Medvedeva E.V., Kapilevich L.V. [Bioelectrical activity of the brain in athletes under cognitive and physical load] // Human Sport. Medicine. 2021. V. 21. № 3. P. 64.
12. Кабачкова А.В., Фомченко В.В., Фролова Ю.С. Двигательная активность студенческой молодежи // Вестник Томского государственного университета. 2015. № 392. С. 175.
Kabachkova A.V., Fomchenko V.V., Frolova Yu.S. [Students' physical activity] // Tomsk State University J. 2015. № 392. P. 175.
13. Furley P., Wood G. Working memory, attentional control, and expertise in sports: a review of current literature and directions for future research // J. Appl. Res. Memory Cogn. 2016. V. 5. P. 415.
14. Wang C.H., Moreau D., Kao S.C. From the lab to the field: potential applications of dry EEG systems to understand the brain-behavior relationship in sports // Front. Neurosci. 2019. V. 13. P. 893.
15. Илларионова А.В., Капилевич Л.В. Характеристики биоэлектрической активности головного мозга при тренировке с использованием аппаратов с функцией обратной связи // Человек. Спорт. Медицина. 2019. Т. 19. № S1. С. 7.
Illarionova A.V., Kapilevich L.V. [Characteristics of brain bioelectrical activity during feedback training] // Human Sport. Medicine. 2019. V. 19. № S1. P. 7.
16. Blazhenetsa G., Kurz A., Frings L. et al. Brain activation patterns during visuomotor adaptation in motor experts and novices: An FDG PET study with unrestricted movements // J. Neurosci. Methods. 2021. V. 350. P. 109061.
17. Cheron G., Petit G., Cheron J. et al. Brain oscillations in sport: toward EEG biomarkers of performance // Front. Psychol. 2016. V. 7. P. 246.
18. Капилевич Л.В., Ежова Г.С., Захарова А.Н. и др. Биоэлектрическая активность головного мозга и церебральная гемодинамика у спортсменов при сочетании когнитивной и физической нагрузки // Физиология человека. 2019. Т. 45. № 2. С. 58.
Kapilevich L.V., Yezhova G.S., Zakharova A.N. et al. Brain bioelectrical activity and cerebral hemodynamics in athletes under combined cognitive and physical loading // Human Physiology. 2019. V. 45. № 2. P. 164.
19. Кабачкова А.В., Лалаева Г.С., Захарова А.Н., Капилевич Л.В. Психофизиологические и когнитивные особенности лиц с различным уровнем двигатель-

- ной активности // Теория и практика физической культуры. 2016. № 12. С. 85.
- Kabachkova A.V., Lalaeva G.S., Zakharova A.N., Kapilevich L.V.* [Psycho-physiological and cognitive abilities rating versus individual motor activity levels] // Теория и Практика Физической Культуры. 2016. № 12. С. 85.
20. *Лалаева Г.С., Захарова А.Н., Кабачкова А.В. и др.* Психофизиологические особенности спортсменов циклических и силовых видов спорта // Теория и практика физической культуры. 2015. № 11. С. 73.
 - Kabachkova A.V., Zakharova A.N., Kabachkova A.V. et al.* [Psychophysiological features of cyclic and endurance athletes] // Теория и Практика Физической Культуры. 2015. № 11. С. 25.
 21. *Lin C.-T., King J.T., John A.R. et al.* The Impact of Vigorous Cycling Exercise on Visual Attention: A Study With the BR8 Wireless Dry EEG System // Front. Neurosci. 2021. V. 15. P. 621365.
 22. *Wang C.H., Tu K.C.* Neural correlates of expert behavior during a domain-specific attentional cueing task in badminton players // J. Sport Exerc. Psychol. 2017. V. 39. № 3. P. 209.
 23. *Копылов М.С.* Проблемы использования теста РWC170 для контроля физической работоспособности представителей бега на средние дистанции // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. 2012. № 4 (86). С. 68.
 24. *Bechara A., Damasio H., Tranel D., Damasio A.R.* The Iowa Gambling Task and the somatic marker hypothesis: some questions and answers // Trends Cogn. Sci. 2005. V. 9. № 4. P. 159.
 25. *Buelow M.T., Suhr J.A.* Construct validity of the Iowa gambling task // Neuropsychol. Rev. 2009. V. 19. № 1. P. 102.
 26. *Корнилова Т.В., Чумакова М.А., Корнилов. С.А.* Интеллект и успешность стратегий прогнозирования при выполнении Айова-теста (IGT) // Психология. Журн. Высшей школы экономики. 2018. Т. 15. № 1. С. 10.
 27. *Jansen P., Paes F., Hoja S., Machado S.* Mental Rotation Test Performance in Brazilian and German Adolescents: The Role of Sex, Processing Speed, and Physical Activity in Two Different Cultures // Front. Psychol. 2019. V. 10. P. 945.
 28. *Jaeggi S.M., Studer-Luethi B., Buschkuhl M. et al.* The relationship between n-back performance and matrix reasoning – implications for training and transfer // Intelligence. 2010. V. 38. № 6. P. 625.
 29. *Verbruggen F., Logan G.D.* Response Inhibition in the Stop-Signal Paradigm // Trends Cogn. Sci. 2008. V. 12. № 11. P. 418.
 30. *Nyhus E., Barceló F.* The Wisconsin Card Sorting Test and the cognitive asesment of prefrontal executive functions: A critical update // Brain Cogn. 2009. V. 71. № 3. P. 437.
 31. *Seleznev I., Zyma I., Kiyono K.* Detrended Fluctuation, Coherence, and Spectral Power Analysis of Activation Rearrangement in EEG Dynamics During Cognitive Workload // Front. Hum. Neurosci. 2019. V. 13. P. 270.
 32. *Кабачкова А.В., Лалаева Г.С., Захарова А.Н., Капильевич Л.В.* Влияние уровня двигательной активности на пространственное распределение альфа-ритма электроэнцефалограммы // Теория и практика физической культуры. 2016. № 2. С. 83.
 - Kabachkova A.V., Lalaeva G.S., Zakharova A.N., Kapilevich L.V.* [EEG alpha rhythm spatial distribution depending on level of motor activity] // Теория и Практика Физической Культуры. 2016. № 2. С. 83.
 33. *Bullitt E., Rahman F.N., Smith J.K. et al.* The effect of exercise on the cerebral vasculature of healthy aged subjects as visualized by MR angiography // Am. J. Neuroradiol. 2009. V. 30. № 10. P. 1857.
 34. *Voss M.W., Vivar C., Kramer A.F., van Praag H.* Bridging animal and human models of exercise-induced brain plasticity // Trends. Cogn. Sci. 2013. V. 17. № 10. P. 525.
 35. *Pereira A.C., Huddleston D.E., Brickman A.M. et al.* An in vivo correlate of exercise-induced neurogenesis in the adult dentate gyrus // Proc. Natl. Acad. Sci. USA. 2007. V. 104. № 13. P. 5638.
 36. *Pedersen B.K., Pedersen M., Krabbe K.S. et al.* Role of exercise-induced brain-derived neurotrophic factor production in the regulation of energy homeostasis in mammals // Exp. Physiol. 2009. V. 94. № 12. P. 1153.
 37. *Tsai S.J.* Brain-derived neurotrophic factor: a bridge between major depression and Alzheimer's disease? // Med. Hypotheses. 2003. V. 61. № 1. P. 110.
 38. *Shohayeb B., Diab M., Ahmed M., Ng D.C.H.* Factors that influence adult neurogenesis as potential therapy // Transl. Neurodegener. 2018. V. 7. P. 4.
 39. *Park J.L., Fairweather M.M., Donaldson D.I.* Making the case for mobile cognition: EEG and sports performance // Neurosci. Biobehav. Rev. 2015. V. 52. P. 117.

Influence of Physical Loads on Cognitive Functions and Bioelectric Activity of the Brain in Athletes of Various Specializations

N. A. Ovchinnikova^c, E. V. Medvedeva^a, G. S. Ezhova^a, S. G. Krivoshchekov^b, L. V. Kapilevich^{a, c, *}

^aNational Research Tomsk State University, Tomsk, Russia

^bScientific Research Institute of Neurosciences and Medicine, Novosibirsk, Russia

^cNational Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia

*E-mail: kapil@yandex.ru

Methods of psychophysiological testing and electroencephalography were used to study the effect of physical activity on cognitive functions (in particular, in the decision-making ability test) and brain bioelectrical activity (in particular, the power of the EEG amplitude in the beta and delta ranges) in athletes of various spe-

cializations. It is shown that when performing psychological tests before the load, athletes involved in cyclic types of load demonstrate better results than weightlifters — they have a higher learning rate, a higher percentage of correct answers, a shorter response time and a faster attention switching speed. The results of psychological tests before exercise in the control group were lower than in athletes, but higher than in weightlifters. The single-time physical load of a cyclic nature did not affect the results of the Iowa Gambling Task in untrained volunteers and weightlifters, but contributed to the improvement of test results in athletes training in cyclic sports — the learning rate and the percentage of correct answers increased. When performing a cognitive test, athletes noted an increase in the power of the spectra of the delta (and in weightlifters — and theta) range to a greater extent than in the control. In contrast to the control group, physical activity in athletes more often contributes to a decrease in the power of the EEG spectra, especially in the beta and delta ranges. The revealed differences in the results of psychophysiological tests in athletes of various specializations and untrained volunteers are largely determined by the features of the functional activity of various parts of the cortex, which is reflected in the characteristics of patterns of brain bioelectrical activity.

Keywords: sports training, cognitive abilities, electroencephalography.

УДК 612.886

ВЛИЯНИЕ БАЛАНС-ТРЕНИРОВКИ НА РЕГУЛЯЦИЮ ПОСТУРАЛЬНОГО РАВНОВЕСИЯ ФИЗИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ДЕВУШЕК

© 2023 г. А. А. Мельников¹, *, П. А. Смирнова², А. М. Федоров³, М. В. Малахов⁴

¹ФГБОУ ВО “Российский университет спорта “ГЦОЛИФК”, Москва, Россия

²ФГБОУ ВО Ярославский государственный педагогический университет имени К.Д. Ушинского, Ярославль, Россия

³Череповецкий государственный университет, Череповец, Россия

⁴ФГБОУ ВО Ярославский государственный медицинский университет

Минздрава РФ, Ярославль, Россия

*E-mail: meln1974@yandex.ru

Поступила в редакцию 15.01.2023 г.

После доработки 19.03.2023 г.

Принята к публикации 07.04.2023 г.

Целью работы было изучить влияние баланс-тренировки на регуляцию равновесия моноопорной позы молодых физически активных девушек (17–21 год). 13 девушек в течение 10 нед. (3 раза в неделю) тренировали способность сохранять равновесие позы на неустойчивых (баланс-тренажерах) и ограниченных по площади опорах, и 13 девушек составили “Контроль”. Устойчивость моноопорной позы анализировали по скорости и площади колебаний общего центра давления (ОЦД) в статических (в стойке на неподвижной стабиллоплатформе с открытыми (ОГ) и закрытыми (ЗГ) глазами) и полудинамических условиях (в стойке на низком с ОГ и ЗГ и высоком пресс-папье с ЗГ). Силовые способности мышц ног и растяжимость мышц голени регистрировали с помощью функциональных тестов. Проприоцептивную чувствительность определяли как ошибку воспроизведения наклона прямым телом в голеностопном суставе. По сравнению с группой “Контроль” у тренированных девушек установлено более существенное увеличение силовой выносливости сгибателей и разгибателей бедра, точность воспроизведения наклона вертикальным телом, а также устойчивости моноопорной позы в статических и полудинамических положениях только с ЗГ. Размер эффекта баланс-тренировки был наибольшим в повышении постуральной устойчивости на пресс-папье с ЗГ. Предположительными механизмами совершенствования постуральной устойчивости является увеличение силовых способностей мышц ног и специфической проприоцептивной чувствительности постуральной системы.

Ключевые слова: постуральная устойчивость, стабиллография, статическое и полудинамическое равновесие, баланс-тренировка, моноопорная поза, пресс-папье.

DOI: 10.31857/S0131164623700340, **EDN:** XGX CSP

Баланс-тренировка — это методика физической тренировки, направленная на развитие способности сохранять равновесие (т.е. баланс) вертикального тела [1]. В литературных источниках можно встретить и другие названия этой тренировки, например, “сенсомоторная”, “нейромышечная” или “проприоцептивная” [2, 3]. Баланс-тренировка включает упражнения как на устойчивой твердой, так и неустойчивой (т.е. подвижной) или податливой (на поролоновой) опорах с или без дестабилизирующих воздействий на человека с целью увеличения трудности условий сохранения постурального баланса для стимуляции его развития [1, 2, 4].

Применение упражнений на развитие постурального баланса показывает эффективность в

снижении риска падений у пожилых людей [5]; предотвращении спортивных травм связочного аппарата коленного [6] и голеностопного суставов [7] и ускорения их восстановления после повреждений. Баланс-тренировка эффективна в улучшении физических способностей и спортивных результатов у спортсменов разных специализаций. Так, установлено, что баланс-тренировка была эффективна в совершенствовании скорости челночного бега [8], результативности специальных спортивных навыков (бросков в корзину, передачи и дриблинга мяча) у юных баскетболистов [9], увеличении высоты прыжка, мышечной силы, а также скорости развития силы мышц нижних конечностей [10, 11]. Наконец, баланс-тренировка оказалась эффективной в развитии стати-

ческого и динамического постурального баланса [1, 2, 5, 11].

Несмотря на значительное количество работ, исследующих влияния баланс-тренировки, физиологические механизмы ответственные за эти и другие позитивные эффекты остаются полностью не изученными. Кроме того, учитывая специфичность тренировочных воздействий на регуляцию позы [12], остается не ясным, какова величина эффекта баланс-тренировки на статическое и динамическое равновесие позы. Повышение устойчивости вертикальной позы по данным работы [10, 11], может быть, связано с повышением скорости развития силы постуральных мышц, что сокращает время постуральных коррекций для обеспечения баланса. С другой стороны, регуляция вертикальной позы включает механизмы на основе обратной связи, в которых проприоцепция вносит ведущий сенсорный вклад [13]. Разными авторами предложено, что позитивные эффекты баланс-тренировки обусловлены совершенствованием проприоцептивной чувствительности постуральных мышц, однако данный механизм полностью не исследован [3]. Таким образом, целью настоящей работы было оценить эффект 10-недельной баланс-тренировки на статическую и полудинамическую устойчивость вертикальной позы. Можно предположить, что баланс-тренировка увеличит в большей мере полудинамическую устойчивость и важным механизмом будет повышение проприоцептивной чувствительности.

МЕТОДИКА

К исследованию на добровольной основе были привлечены здоровые физически активные девушки-студентки ($n = 26$, 19.8 ± 1.1 лет). 13 девушек вошли в группу “Контроль” (вес — 63 ± 15 кг; рост — 163 ± 7 см) и 13 чел. с такими же антропометрическими данными (вес — 63 ± 11 кг; рост — 165 ± 6 см) составили экспериментальную группу “Баланс”.

Организация исследования. Определение всех показателей выполняли до и после 10-недельной программы баланс-тренировки. Группа “Контроль” два раза в неделю занималась физическими упражнениями по программе дисциплины “Физическая культура”. Группа “Баланс” тренировалась по программе постепенно-возрастающей тренировки способности сохранять устойчивость позы на неустойчивых и ограниченных по площади опорах (3 раза в неделю по 50–60 мин). Занятия включали статодинамические упражнения на гимнастической скамье, балансирующих досках, подушках и пресс-папье разной кривизны. Каждое занятие включало: 1) общие разминочные беговые и прыжковые упражнения, общеразвивающие упражнения на суставы ног и туловища (12–15 мин); стойки и ходьба с заданием

по гимнастической скамейке (10 мин); упражнения на баланс-подушке в стойке на двух и одной ноге (10 мин); упражнения в стойке на двух ногах на доске, лежащей на ролике (10 мин); упражнения в стойке на двух и одной ноге на пресс-папье разной высоты (12–15 мин). Упражнения выполняли повторным методом. Интервал отдыха между подходами к баланс-снаряду варьировался от 15 с до 2 мин. На каждом снаряде испытуемые выполняли от 3 до 6 попыток (3–5 мин).

Статическую устойчивость моноопорной позы определяли в стойке на неведущей ноге на твердой и неподвижной стабиллоплатформе “Стабилан — 01” (ЗАО ОКБ “Ритм”, Россия): а) с открытыми (ОГ, 30 с) и б) закрытыми (ЗГ, 30 с) глазами. Вторая нога была согнута в коленном суставе (около 100 град), руки были скрещены и прижаты к груди. В положении ОГ испытуемые смотрели на круг на расстоянии 2 м от платформы.

Полудинамическую устойчивость моноопорной позы (положение испытуемого такое же, как и в тесте на статическую устойчивость) определяли в двух тестах на подвижном в сагиттальной плоскости пресс-папье разной высоты, размещенном на стабиллоплатформе: 1) низком ($r = 60$ см, $h = 10$ см) в стойке с ОГ (30 с) и ЗГ (30 с) и 2) высоком ($r = 60$ см, $h = 30$ см) пресс-папье в стойке с ЗГ (до падения). На низком пресс-папье регистрировали колебания общего центра давления (ОЦД). На высоком пресс-папье определяли средние значения показателей колебаний ОЦД за три попытки, а также среднее время сохранения равновесия до потери равновесия.

Для анализа постуральной устойчивости использовали: ЛСС (мм/с) — линейную среднюю скорость колебаний ОЦД; ЛССф/с — ЛСС во фронтальной/сагиттальной плоскостях; S (мм²) — 95% площадь колебаний ОЦД; SD ф/с (мм) — среднее квадратическое отклонение колебаний ОЦД (амплитуда колебаний) во фронтальной/сагиттальной плоскости.

Специфическую (или постуральную) проприоцептивную чувствительность определяли как способность к активному воспроизведению угла наклона прямым телом в голеностопном суставе (ГСС) в биопорном положении. Тест включал этапы: 1) 10 с вертикальная стойка с ЗГ на стабиллоплатформе; 2) наклон прямым телом (руки прижаты по бокам к туловищу) путем сгибания в ГСС вперед до касания грудью ограничителя, расположенного на расстоянии 5 см от груди (2–3 с); 3) запоминание в течение 5 с согнутого в ГСС статической вертикальной позы с ЗГ — рабочая поза; 4) возврат в исходное вертикальное положение с ЗГ с сохранением вертикальной позы 5 с; 5) самостоятельное воспроизведение рабочей позы по команде экспериментатора в течение 5 с с возвращением в исходное вертикальное положение.

Воспроизведение наклона прямым телом выполняли трижды. Для оценки специфической проприоцептивной чувствительности определяли абсолютную среднюю (за три попытки) ошибку (в мм) воспроизведения отклонения ОЦД от целевого уровня. Эффективность данной методики была апробирована ранее в работе [14].

Силовые способности определяли с помощью функциональных тестов: 1) прыжок в длину с места (см); 2) сгибание в положении сидя (максимальное число повторений с отягощением 30 кг) и разгибания в положении лежа на животе (максимальное число повторений с отягощением 40 кг) обеих ног в коленном суставе на силовых тренажерах. *Пассивную растяжимость мышц* задней поверхности голени тестировали с помощью определения амплитуды дорсального сгибания стопы — *DROM-теста (Dorsiflexion range of motion test)*. В тесте испытуемый, стоя и касаясь коленом и носком стопы стены, выполнял выпад назад второй ногой, сгибал опорную ногу в коленном и голеностопном суставах без отрыва колена от стены, плавно отодвигая носок стопы от стены. Измеряется расстояние от стены до носка стопы согнутой ноги [15].

Статистика. По данным критерия *Shapiro-Wilk* значительная часть стабилографических показателей имела ненормальное распределение, поэтому они представлены как медиана (*Me*) и межквартильный размах [25–75%]. Сравнение показателей между группами выполняли с помощью критерия *Mann-Whitney*. Значимость изменений показателей после экспериментального периода в группах определяли с помощью парного критерия *Wilcoxon*. Для всех показателей определяли величину изменения за экспериментальный период относительно исходного уровня (Δ , %). Двухфакторный анализ для повторных измерений (*ANOVA*) использовали для определения различий в динамике функциональных показателей за период эксперимента между группами “Контроль” и “Баланс”. Корреляционный анализ проводили с изменениями показателей за экспериментальный период (Δ) с помощью ранговой корреляции *Spearman* (r). Размер эффекта баланс-тренировки на *S*, *SDф*, *SDс*, *ЛСС*, *ЛССс* и *ЛССф* для стойки на стабилотренировке с ОГ, с ЗГ, стойка на низком пресс-папье с ОГ, с ЗГ определяли с помощью стандартизированной разницы Коэна (*D*). Величину *D* рассчитывали по формуле: $D = (\Delta(\text{Баланс}) - \Delta(\text{Контроль})) / SD_0$; где $\Delta(\text{Баланс})$ — изменение показателя за экспериментальный период в группе “Баланс”, $\Delta(\text{Контроль})$ — изменение показателя за экспериментальный период в группе “Контроль”, SD_0 — общее стандартное отклонение [16]. Для каждого постратурального условия определяли среднее *D*. Для высокого пресс-папье с ЗГ *D* рассчитывали для времени сохране-

ния равновесия и ЛСС. Расчеты выполняли в программе *Statistica v12*.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Силовые способности и подвижность голеностопного сустава. После баланс-тренировки в группе “Баланс” не изменились растяжимость мышц задней поверхности голени (рис. 1, А) и расстояние в прыжке в длину с места (рис. 1, Б). Однако силовая выносливость сгибателей (рис. 1, В, $p < 0.01$) и разгибателей бедра (рис. 1, Г, $p < 0.01$) существенно увеличилась. Причем прирост силовой выносливости сгибателей ($p < 0.05$) и разгибателей ($p < 0.01$) в группе “Баланс” был выше, чем в группе “Контроль”.

Специфическая проприоцептивная чувствительность. После баланс-тренировки в группе “Баланс” на 32.2% ($p = 0.028$) уменьшилась ошибка воспроизведения наклона вертикальным телом с ЗГ и стала практически меньше на уровне $p < 0.1$, чем в группе “Контроль” (рис. 2, А). Однако точность воспроизведения вертикальной позы после возвращения из наклона существенно не изменялась (рис. 2, Б). Между увеличением силовой выносливости разгибателей и снижением ошибки наклона установлена корреляция ($r = -0.46$; $p < 0.05$).

Статическая устойчивость позы после баланс-тренировки. После 10-недельного периода никаких изменений стабилографических показателей в стойке с ОГ и ЗГ в группе “Контроль” не произошло (табл. 1). В группе “Баланс” в стойке с ОГ на стабилотренировке многие позитивные изменения: снижение *S*-ОГ (–23.2%; $p < 0.05$), *SDy*-ОГ (–18.1, $p < 0.1$), *ЛСС*-ОГ (–18.1; $p < 0.1$) и *ЛССф*-ОГ (–6.6%; $p < 0.1$) — не отличались от изменений в группе “Контроль”, указывая на отсутствие существенных изменений статического равновесия при наличии зрительной информации.

Напротив, устойчивость позы на стабилотренировке в условиях ЗГ в группе “Баланс” была существенно повышена: уровни *S*-ЗГ (–21.4%; $p < 0.01$, табл. 1), *SDx*-ЗГ (–9.6%; $p < 0.05$) снизились в группе по отношению к уровню до тренировки, а степень снижения существенно ($p < 0.05$) отличалась от изменений этих показателей в группе “Контроль”. Кроме того, снижение *SDy* (–12.6%; $p < 0.01$), *ЛСС* (–33.5%; $p < 0.05$), *ЛССс* (–16.8%; $p < 0.05$) в группе “Баланс” было больше, чем в группе “Контроль”, но на уровне тенденции ($p < 0.1$).

Корреляционный анализ выявил, что изменение силовой выносливости сгибателей коррелировало с изменением *SDф*-ЗГ ($r = -0.50$; $p < 0.01$) и *S*-ЗГ ($r = -0.51$; $p < 0.01$), указывая на некоторый вклад прироста силовых показателей в снижении

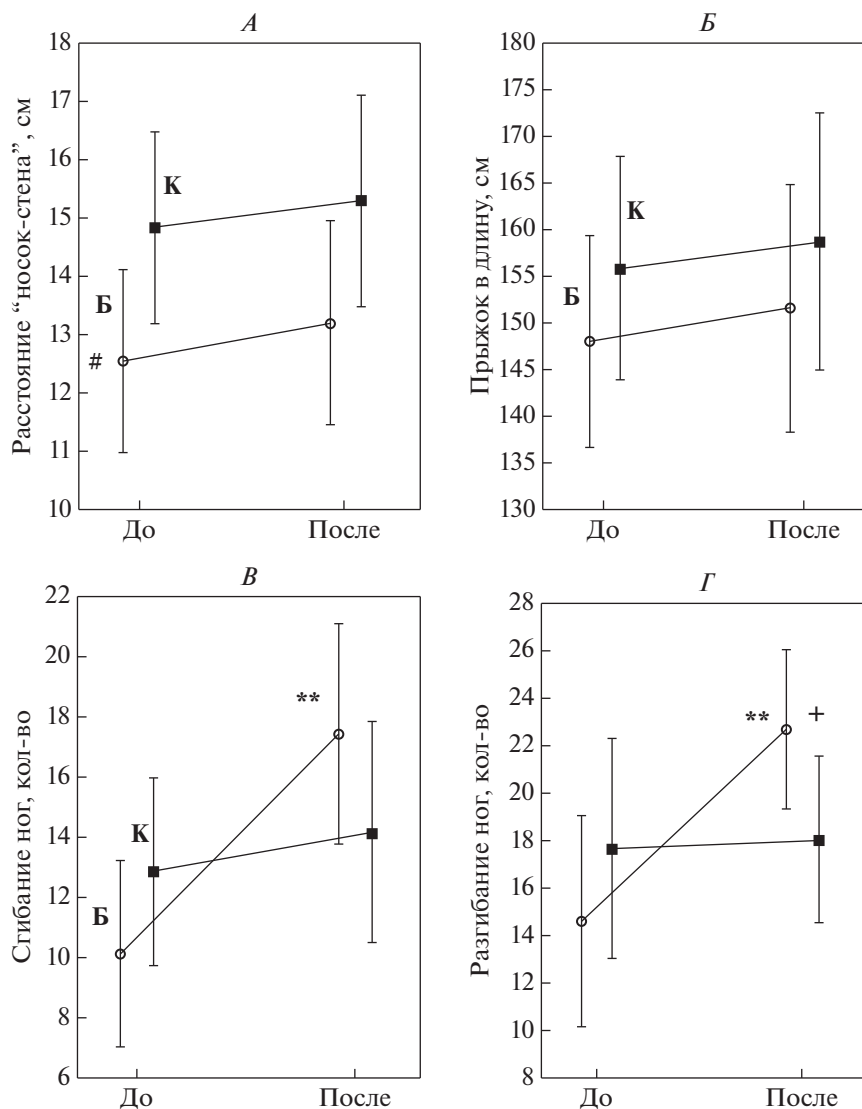


Рис. 1. Силовые способности и подвижность голеностопного сустава в группах до и после баланс-тренировки.

А – расстояние от носка стопы до стены в *DROM*-тесте. Б – расстояние в тесте "Прыжок в длину с места". В – количество сгибаний ног в коленном суставе с сопротивлением 30 кг. Г – количество разгибаний ног в коленном суставе с сопротивлением 40 кг. (Средняя арифметическая $\pm$ 95% Доверительный интервал). Б – группа "Баланс"; К – группа "Контроль"; ** – $p < 0.01$ по сравнению с уровнем До; +/# – $p < 0.05/0.1$ между группами "Баланс" и "Контроль".

амплитуды колебаний ОЦД в стойке на неподвижной стабилоплатформе с ЗГ.

Полудинамическая устойчивость моноопорной позы на низком пресс-папье после баланс-тренировки. В результате баланс-тренировки у тренирующихся девушек в стойке на низкой пресс-папье с ОГ снизились: *S*-ПП-ОГ (–47.2%; $p < 0.01$, табл. 2), *SDx*-ПП-ОГ (–4.5%; $p < 0.05$), *SDy*-ПП-ОГ (–21.7%; $p < 0.01$). Однако выявленные изменения колебаний ОЦД не отличались от динамики этих показателей в группе "Контроль". Таким образом, баланс-тренировка существенно не влияла на полудинамическую устойчивость позы на пресс-папье в условиях ОГ.

После тренировки в стойке на пресс-папье с ЗГ в группе "Баланс" существенно снизились уровни: *S*-ПП-ЗГ (–30.4%; $p < 0.05$, табл. 2), *SDx*-ПП-ЗГ (–17.0%; $p < 0.05$), ЛСС-ПП-ЗГ (–22.4%; $p < 0.05$), ЛССф-ПП-ЗГ (–24.4%; $p < 0.05$), ЛССс-ПП-ЗГ (–22.9%; $p < 0.05$). Причем все эти изменения существенно отличались от динамики данных показателей в группе "Контроль". Корреляционный анализ выявил взаимосвязь между снижением *S*-ПП-ЗГ с повышением точности воспроизведения наклона вертикальным телом ($r = 0.40$; $p = 0.05$).

Полудинамическая устойчивость моноопорной позы на высоком пресс-папье. После баланс-трени-

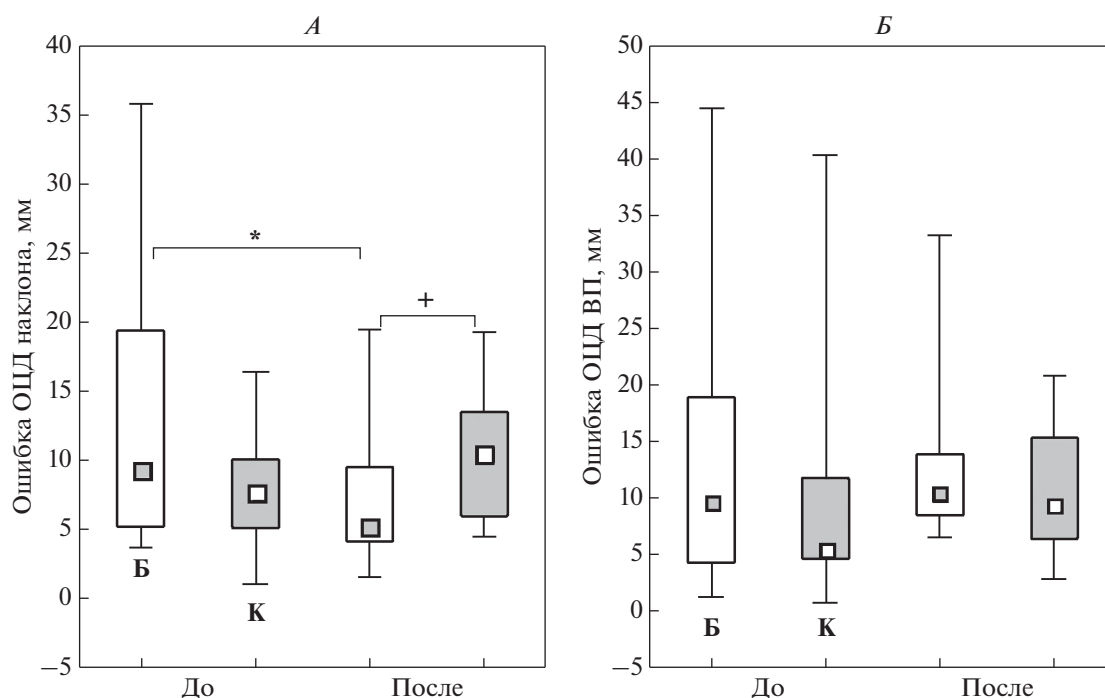


Рис. 2. Специфическая проприоцептивная чувствительность в группах до и после баланс-тренировки.

А — ошибка (мм) воспроизведения положения общего центра давления (ОЦД) в наклоне. Б — ошибка (мм) воспроизведения положения ОЦД вертикальной позы после наклона. Б — группа “Баланс”, К — группа “Контроль” ($Me \pm [25-75\%] \pm (Min-Max)$). * — $p < 0.05$ по сравнению с уровнем До; + — $p < 0.1$ между группами “Баланс” и “Контроль”; ВП — вертикальная поза.

ровки время сохранения равновесия на высоком пресс-папье в группе “Баланс” увеличилось на 266% (или на 32.4 с $p < 0.01$) по сравнению с уровнем до нагрузки и стало существенно больше, чем в группе “Контроль” ($p = 0.001$, рис. 3, А). Амплитуды колебаний ОЦД (SDc -ППв-ЗГ и $SDф$ -ППв-ЗГ, рис. 3, Б, В) за период тренировки не изменилась, однако скорость ЛСС-ППв-ЗГ снизилась на 13.9% ($p < 0.05$, рис. 3, Г) и стала меньше, чем в группе “Контроль” ($p < 0.01$).

Повышение проприоцептивной чувствительности, т.е. снижение ошибки воспроизведения угла наклона, коррелировало с уменьшением ЛСС в стойке на высоком пресс-папье с ЗГ ($r = 0.45$; $p < 0.05$).

Величина эффекта баланс-тренировки на статическое и полудинамическое равновесие. Стандартизированная разница Коэна (D) в стойке на пресс-папье с ЗГ составила: для SDc -ПП-ЗГ $D = 0.43$, для $SDф$ -ПП-ЗГ $D = 0.82$, для ЛСС-ПП-ЗГ $D = 1.02$, для ЛССс-ПП-ЗГ $D = 0.81$, для ЛССф-ПП-ЗГ $D = 0.83$ и для S -ПП-ЗГ $D = 0.85$ (среднее значение $D = -0.79 \pm 0.20$); в стойке на пресс-папье с ОГ для SDc -ПП-ОГ $D = 0.51$, для $SDф$ -ПП-ОГ $D = 0.56$, для ЛСС-ПП-ЗГ $D = 0.30$, для ЛССс-ПП-ОГ $D = 0.20$, для ЛССф-ПП-ОГ $D = 0.40$ и для S -ПП-ОГ $D = 0.51$ (среднее значение $D = -0.40 \pm 0.16$; $p < 0.01$ по сравнению с D на пресс-папье с

ЗГ). В стойке на стабиллоплатформе с ОГ для SDc $D = -0.43$, для $SDф$ $D = -0.34$, для ЛСС $D = -0.34$, для ЛССс $D = -0.16$, для ЛССф $D = -0.41$ и для S $D = -0.34$ (среднее значение $D = -0.36 \pm 0.11$, $p < 0.001$ по сравнению с D на пресс-папье с ЗГ); в стойке на стабиллоплатформе с ЗГ для SDc -ЗГ $D = -0.54$, для $SDф$ -ЗГ $D = -0.48$, для ЛСС-ЗГ $D = -0.67$, для ЛССс-ЗГ $D = -0.30$, для ЛССф-ЗГ $D = -0.81$ и для S -ЗГ $D = -0.44$ (среднее значение $D = -0.54 \pm 0.18$; $p < 0.05$ по сравнению с D на пресс-папье с ЗГ). В тесте на высоком пресс-папье с ЗГ для ЛСС-ППв-ЗГ $D = 0.80$, а для времени равновесия $D = 1.43$. В целом, величина эффекта баланс-тренировки увеличивалась в порядке: статическое равновесие с ОГ $\leq$ полудинамическое равновесие с ОГ $\leq$ статическое равновесие с ЗГ $<$ полудинамическое равновесие с ЗГ.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Проведенное исследование позволяет выделить главные результаты: 1) баланс-тренировка эффективно увеличивает статическое и полудинамическое равновесие моноопорной позы у физических активных девушек; 2) эффект баланс-тренировки был наибольшим в совершенствовании полудинамического равновесия в условиях отсутствия зрительной информации; 3) важными

Таблица 1. Стабилографические показатели устойчивости моноопорной позы на стабильной платформе до и после баланс-тренировки ($Me [25-75\%]$)

Показатели	Контроль ($n = 13$)	Баланс ($n = 13$)	p
Стабильная платформа, ОГ			
S -ОГ, мм ² (до)	317 [260–393]	429 [301–545]	0.265
S -ОГ, мм ² (после)	286 [218–476]	310* [250–428]	0.496
ΔS -ОГ, %	–6.5 [–29.0–37.2]	–23.2 [–41.6–16.4]	0.289
$SD\phi$ -ОГ, мм (до)	4.1 [3.6–4.3]	4.5 [3.7–5.5]	0.514
$SD\phi$ -ОГ, мм (после)	3.7 [3.2–5.3]	4.0 [3.8–4.3]	0.978
$\Delta SD\phi$ -ОГ, %	2.0 [–23.0–41.2]	–12.1 [–23.5–1.9]	0.369
SDc -ОГ, мм (до)	5.9 [4.5–6.6]	5.8 [5.0–9.2]	0.314
SDc -ОГ, мм (после)	5.2 [4.1–6.4]	5.4 ⁺ [4.9–6.8]	0.242
ΔSDc -ОГ, %	–13.9 [–29.5–34.0]	–18.1 [–28.5–8.6]	0.724
ЛСС-ОГ, мм/с (до)	30.7 [27.9–37.1]	25.0 [21.8–31.7]	0.149
ЛСС-ОГ, мм/с (после)	29.9 [25.4–34.3]	21.7 ⁺ [21.4–29.4]	0.047
Δ ЛСС-ОГ, %	–4.5 [–24.5–24.3]	–18.1 [–25.5–0.3]	0.496
ЛССф-ОГ, мм/с (до)	20.6 [17.4–23.5]	16.9 [15.4–21.5]	0.149
ЛССф-ОГ, мм/с (после)	21.2 [16.6–25.6]	15.2 ⁺ [13.7–18.8]	0.032
Δ ЛССф-ОГ, %	–2.3 [–23.4–33.3]	–6.6 [–30.2–4.1]	0.568
ЛССс-ОГ, мм/с (до)	19.0 [16.9–23.1]	15.2 [13.0–19.3]	0.142
ЛССс-ОГ, мм/с (после)	17.2 [15.8–19.2]	13.5 ⁺ [11.9–16.3]	0.061
Δ ЛССс-ОГ, %	–3.5 [–19.9–5.6]	–13.8 [–32.6–3.3]	0.497

Таблица 1. Окончание

Показатели	Контроль ($n = 13$)	Баланс ($n = 13$)	p
Стабилоплатформа, 3Г			
S -3Г, мм ² (до)	2195 [1657–2687]	1838 [1595–2347]	0.568
S -3Г, мм ² (после)	2212 [1767–2828]	1492** [1262–1629]	0.006
ΔS -3Г, %	–2.2 [–19.5–21.5]	–21.4 [–37.8–16.4]	0.028
$SD\phi$ -3Г, мм (до)	11.1 [9.5–12.3]	10.6 [9.9–12.1]	0.849
$SD\phi$ -3Г, мм (после)	11.3 [10.1–12.8]	10.2* [9.1–10.5]	0.036
$\Delta SD\phi$ -3Г, %	0.2 [–8.4–12.7]	–9.6 [–16.6–6.5]	0.041
SDc -3Г, мм (до)	13.7 [11.8–14.9]	12.0 [11.2–13.0]	0.221
SDc -3Г, мм (после)	13.2 [12.1–15.7]	10.4** [9.2–11.3]	0.004
ΔSDc -3Г, %	–6.6 [–15.8–15.4]	–12.6 [–22.3–8.7]	0.068
ЛСС-3Г, мм/с (до)	97.1 [73.5–118.1]	79.22 [71.7–91.6]	0.265
ЛСС-3Г, мм/с (после)	87.8 [72.8–109.3]	60.9* [50.4–71.7]	0.003
Δ ЛСС-3Г, %	0.9 [–10.4–5.5]	–33.5 [–43.3–4.7]	0.097
ЛССф-3Г, мм/с (до)	59.1 [44.9–69.2]	52.3 [47.1–55.5]	0.135
ЛССф-3Г, мм/с (после)	58.9 [44.3–69.4]	42.7* [35.2–48.2]	0.017
Δ ЛССф-3Г, %	1.3 [–13.3–10.4]	–13.4 [–31.4–0.6]	0.068
ЛССс-3Г, мм/с (до)	64.2 [48.8–79.8]	48.2 [44.1–56.2]	0.082
ЛССс-3Г, мм/с (после)	55.5 [43.4–71.3]	35.4* [30.8–44.4]	0.002
Δ ЛССс-3Г, %	–1.0 [–11.7–2.8]	–16.8 [–45.6–0.4]	0.265

Примечание: S – 95% площадь колебаний ОЦД; $SD\phi$ – среднее квадратическое отклонение колебаний общего центра давления (ОЦД) во фронтальной/сагиттальной плоскости; ЛССс/ф – линейная средняя скорость колебаний ОЦД в сагиттальной/фронтальной плоскости; Δ – изменение за период тренировки; ОГ – открытые глаза; 3Г – закрытые глаза ⁺/*/** – $p < 0.1/0.05/0.01$ по сравнению с исходным периодом; p – значимость различий между группами.

Таблица 2. Стабилографические показатели устойчивости моноопорной позы на низком пресс-папье (ПП) до и после баланс-тренировки (*Me* [25–75%])

Показатели	Контроль (<i>n</i> = 13)	Баланс (<i>n</i> = 13)	<i>p</i>
Низкое пресс-папье, ОГ			
<i>S</i> -ПП-ОГ, мм ² (до)	300 [398–554]	309 [466–625]	0.341
<i>S</i> -ПП-ОГ, мм ² (после)	280* [345–402]	237** [327–362]	0.430
ΔS -ПП-ОГ, %	–30.6 [–19.8–18.4]	–47.2 [–29.9–22.4]	0.109
<i>SDф</i> -ПП-ОГ, мм (до)	4.2 [3.8–4.8]	4.8 [4.3–5.1]	0.097
<i>SDф</i> -ПП-ОГ, мм (после)	4.3 [3.9–4.8]	4.4* [3.7–4.8]	0.978
$\Delta SDф$ -ПП-ОГ, %	3.3 [–7.3–17.2]	–4.5 [–16.3–1.0]	0.077
<i>SDс</i> -ПП-ОГ, мм (до)	7.1 [5.2–8.2]	7.2 [5.8–8.5]	0.624
<i>SDс</i> -ПП-ОГ, мм (после)	5.4* [4.5–6.2]	4.9** [4.5–5.6]	0.430
$\Delta SDс$ -ПП-ОГ, %	–22.9 [–30.3–6.1]	–21.7 [–36.0–16.7]	0.369
ЛСС-ПП-ОГ, мм/с (до)	28.6 [32.8–42.1]	27.0 [30.2–33.0]	0.201
ЛСС-ПП-ОГ, мм/с (после)	30.2 [34.9–41.9]	23.1 [25.7–35.2]	0.036
Δ ЛСС-ПП-ОГ, %	–15.0 [–1.2–10.3]	–24.7 [–15.8–14.2]	0.201
ЛССф-ПП-ОГ, мм/с (до)	21.5 [16.7–28.8]	18.8 [17.4–21.0]	0.463
ЛССф-ПП-ОГ, мм/с (после)	21.4 [19.5–28.6]	15.9 [14.8–23.3]	0.115
Δ ЛССф-ПП-ОГ, %	–8.0 [–14.0–12.4]	–10.1 [–24.7–1.9]	0.265
ЛССс-ПП-ОГ, мм/с (до)	21.0 [18.7–26.7]	17.9 [16.7–21.6]	0.087
ЛССс-ПП-ОГ, мм/с (после)	21.7 [19.2–23.9]	15.2 [13.5–21.4]	0.011
Δ ЛССс-ПП-ОГ, %	0.0 [–17.2–12.2]	–14.5 [–24.0–3.4]	0.341

Таблица 2. Окончание

Показатели	Контроль ($n = 13$)	Баланс ($n = 13$)	p
Низкое пресс-папье, 3Г			
S -ПП-3Г, мм ² (до)	3373 [2072–3879]	4891 [2542–5510]	0.149
S -ПП-3Г, мм ² (после)	2946 [2362–4666]	2478.5* [2328–3377]	0.314
ΔS -ПП-3Г, %	5.8 [–31.5–33.1]	–30.4 [–49.9–8.4]	0.047
$SD\phi$ -ПП-3Г, мм (до)	10.3 [9.4–11.1]	11.7 [10.3–13.0]	0.077
$SD\phi$ -ПП-3Г, мм (после)	10.7 [10.0–12.7]	9.2* [8.9–12.2]	0.115
$\Delta SD\phi$ -ПП-3Г, %	10.1 [–5.7–15.4]	–17.0 [–19.1–6.7]	0.007
$SD\sigma$ -ПП-3Г, мм (до)	22.1 [15.8–26.1]	22.0 [16.8–28.0]	0.683
$SD\sigma$ -ПП-3Г, мм (после)	20.3 [16.9–25.8]	19.1+ [18.0–20.2]	0.463
$\Delta SD\sigma$ -ПП-3Г, %	2.2 [–23.8–18.6]	–14.0 [–27.2–0.4]	0.463
ЛСС-ПП-3Г, мм/с (до)	111.0 [90.9–125.3]	112.3 [86.3–135.0]	0.764
ЛСС-ПП-3Г, мм/с (после)	110.4 [92.7–144.7]	74.4* [64.8–100.0]	0.006
Δ ЛСС-ПП-ОГ, %	5.5 [–4.4–20.7]	–22.4 [–48.8–10.5]	0.011
ЛСС ϕ -ПП-3Г, мм/с (до)	68.1 [55.5–85.1]	61.6 [57.5–75.4]	0.497
ЛСС ϕ -ПП-3Г, мм/с (после)	71.0 [59.1–88.3]	45.5* [42.4–64.7]	0.017
Δ ЛСС ϕ -ПП-3Г, %	1.6 [–7.7–11.7]	–24.6 [–34.8–15.9]	0.013
ЛСС σ -ПП-3Г, мм/с (до)	73.6 [54.2–81.5]	65.8 [51.5–73.5]	0.532
ЛСС σ -ПП-3Г, мм/с (после)	69.8 [60.9–92.8]	49.3* [44.8–63.7]	0.010
Δ ЛСС σ -ПП-3Г, %	11.1 [–10.2–35.5]	–22.9 [–29.9–3.5]	0.018

Примечание: обозначения см. в табл. 1.

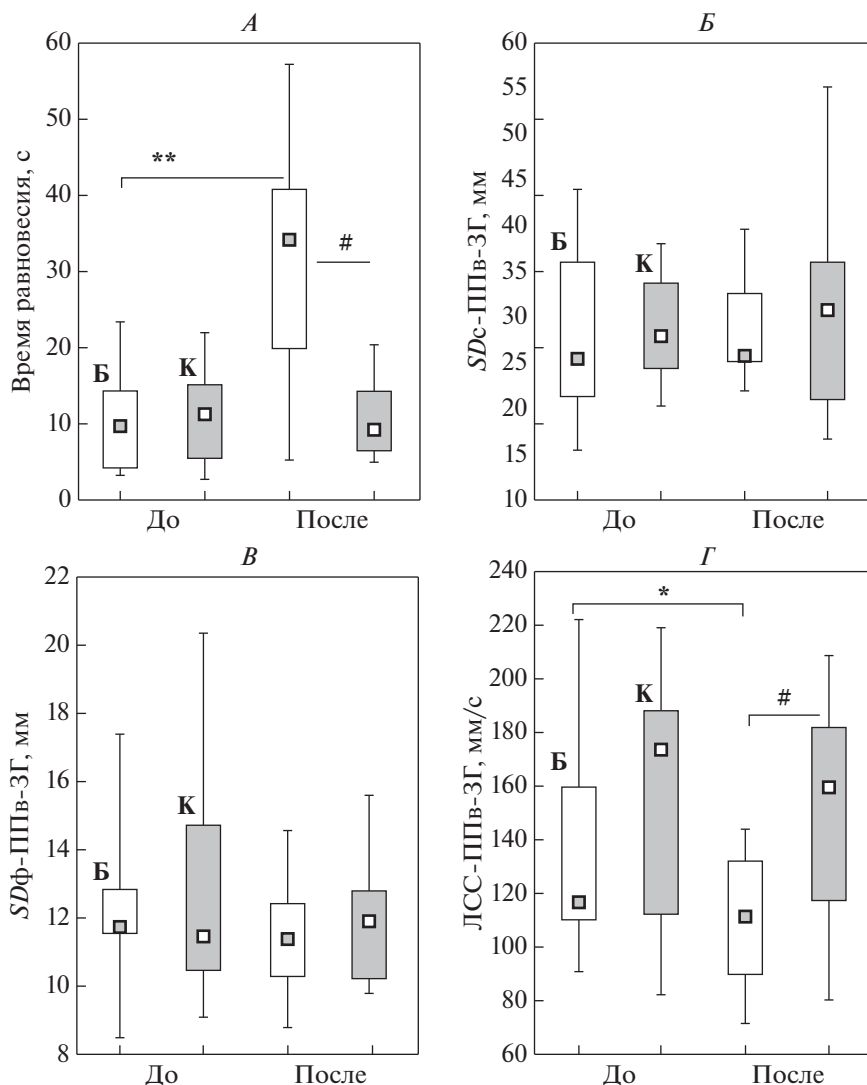


Рис. 3. Показатели полудинамической устойчивости на высоком пресс-папье с закрытыми глазами (ЗГ) до и после баланс-тренировки в группах.

А – время равновесия на высоком пресс-папье. *Б* – среднее квадратическое отклонение колебаний общего центра давления (ОЦД) в сагиттальной плоскости в стойке на высоком пресс-папье с ЗГ (*SDc-ППВ-ЗГ*). *В* – среднее квадратическое отклонение колебаний ОЦД во фронтальной плоскости в стойке на высоком пресс-папье с ЗГ (*SDф-ППВ-ЗГ*). *Г* – средняя линейная скорость колебаний ОЦД в стойке на высоком пресс-папье с ЗГ (*ЛСС-ППВ-ЗГ*). ($Me \pm [25-75\%] \pm (Min-Max)$). *Б* – группа “Баланс”, *К* – группа “Контроль”. */** – $p < 0.05/0.01$ по сравнению с группой “Контроль” после тренировки. */# – $p < 0.05/0.01$ по сравнению с группой “Контроль” до тренировки.

механизмами совершенствования регуляции вертикальной позы является повышение специальной проприоцептивной чувствительности и силовых способностей постуральных мышц.

Эффект 10-недельной баланс-тренировки оказался несущественным в отношении стадиографических показателей в обычной стойке на неподвижной стадиолатформе в условиях ОГ: все позитивные изменения в группе “Баланс” не отличались от динамики показателей в группе “Контроль”. Напротив, в стойке с ЗГ после баланс-тренировки произошло снижение амплитуды колебаний ОЦД, указывая на рост статиче-

ской устойчивости в условиях без зрительной информации. Эти данные противоречат результатам одних исследований [1, 4, 10], обнаруживших позитивный эффект на статическое равновесие моноопорной позы, но согласуются с данными других работ, которые также показали, что различные тренировочные программы [12, 14], в том числе баланс-тренировка [17, 18], оказывают несущественное и/или небольшое влияние на статическую устойчивость физически активных испытуемых в привычных позах с ОГ. По-видимому, регуляция привычных поз, в том числе одноопорной, с наличием зрительного контроля у физиче-

ски активных лиц уже достаточно эффективна и влияние дополнительных тренировок небольшое. Поэтому для выявления существенного прироста равновесия требуется увеличение выборки испытуемых, либо необходимы высокоспецифичные тренировочные воздействия [12, 19].

Напротив, регуляция статической позы в стойке с ЗГ после баланс-тренировки существенно улучшилась: на 21,4% снизилась площадь и на 9,6% амплитуда колебаний ОЦД по фронтальной плоскости, положительно изменились и другие стабิโลграфические показатели (SDc , ЛССф, ЛССс), хотя менее значимо ($p < 0.1$) по сравнению с группой “Контроль”. Существенное улучшение постурального равновесия в стойке с ЗГ после баланс-тренировки указывает на развитие сенсомоторных механизмов регуляции позы на основе проприорецепции и/или вестибулорецепции.

Наиболее выраженное совершенствование регуляции позы в результате баланс-тренировки произошло в стойке на подвижном в сагиттальной плоскости пресс-папье и также в условиях отсутствия зрительной информации. Площадь и амплитуда колебаний ОЦД во фронтальной плоскости, а также линейные скорости колебаний ОЦД снизились по сравнению с исходным уровнем до тренировки, и все изменения существенно отличались от динамики этих показателей в группе “Контроль”. Сравнение стандартизированных разностей (D), характеризующих размер эффекта баланс-тренировки на стабิโลграфические показатели равновесия, показало, что наибольший эффект баланс-тренировка оказывала на полудинамическую регуляцию позы в стойке на пресс-папье с ЗГ. Более того, величина D для времени баланса на высоком пресс-папье составила 1.43 и была наибольшей. Максимальный прирост устойчивости в стойке на подвижном пресс-папье отражает специфический эффект используемой баланс-тренировки, что согласуется со многими литературными данными [12, 19].

Механизмы увеличения устойчивости позы под влиянием баланс-тренировки. По мнению ряда авторов, совершенствование регуляции вертикальной позы под влиянием баланс-тренировки может быть связано с развитием проприоцептивной чувствительности постуральных мышц нижних конечностей [3, 11, 18], которая эффективно обрабатывается в центральной нервной системе (ЦНС), обеспечивая своевременные постуральные коррекции [11, 20]. Однако прямых доказательств взаимосвязанного улучшения проприоцепции и регуляции позы после баланс-тренировки не много. Частично это связано с тестированием неспецифической для равновесия проприоцепции отдельных суставов нижних конечностей в непостуральных тестах [18, 21]. Можно полагать, что эти неспецифические проприоцептивные спо-

собности не используются постуральной системой для регуляции равновесия, а значит, связь между этими способностями будет отсутствовать. Так, в эксперименте [18] показано повышение проприоцептивной чувствительности ГСС после баланс-тренировки, но без улучшения регуляции моноопорной позы. В работе [21], напротив, установлено, что баланс-тренировка снижала скорость колебаний моноопорной позы с ОГ и ЗГ и повышала силовые способности мышц стопы, но не изменяла порог чувствительности к пассивному движению стопы.

В настоящей работе оценивали осознанную способность воспроизводить наклон вертикального тела в ГСС, которая может характеризовать специфическую для постуральной системы чувствительность. В результате баланс-тренировки ошибка воспроизведения угла наклона вертикального тела снизилась. Кроме того, повышение точности воспроизведения угла наклона коррелировало с уменьшением площади колебаний ОЦД в стойке на низком пресс-папье с ЗГ ($r = 0.40$) и снижением ЛСС в стойке на высоком пресс-папье с ЗГ ($r = 0.45$), указывая на роль проприоцептивной чувствительности в механизмах совершенствования регуляции позы. Полученные данные согласуются с работой [22], показавшей одновременное повышение устойчивости вертикальной позы и точности проприоцептивной чувствительности туловища в тесте на воспроизведение наклона на 30 град у пациентов с диабетической нейропатией. Можно полагать, что в результате баланс-тренировки совершенствуется проприоцептивная способность к произвольному и неосознанному обнаружению наклона тела, которая помогает ЦНС точнее оценивать интегральную вертикаль тела и быстрее генерировать постуральные коррекции при нарушении (либо прогнозируемом нарушении) вертикали тела.

Баланс-тренировка привела также к росту силовой выносливости мышц сгибателей и разгибателей ног, а увеличение силовых способностей сгибателей ног достоверно коррелировало с уменьшением амплитуды колебаний ОЦД ($r = -0.51$) в стойке на неподвижной стабильной платформе с ЗГ. Следовательно, прирост либо собственно силовых способностей постуральных мышц, либо факторов, связанных с их ростом, могут быть также вовлечены в процессы улучшения равновесия в результате баланс-тренировки. Важно отметить выявленную корреляционную взаимосвязь между приростом силовых способностей и проприоцептивной чувствительности. Схожие результаты были получены и другими авторами. Например, в работе [10, 11] наблюдали после баланс-тренировки рост силы и скорости развития силы, а в экспериментах в работе [20] — сокращение времени реакции постуральных мышц на неожидан-

ную инверсию стопы. По мнению авторов работы [11] увеличение скорости развития силы сгибателей стопы после баланс-тренировки, во многом, обусловлено улучшением межмышечной координации, а именно снижением коактивации антагонистов, что также может участвовать в повышении устойчивости позы. Наши результаты и литературные данные показывают, что механизмы роста эффективности регуляции вертикальной позы под влиянием баланс-тренировки включают различные адаптационные процессы на разных уровнях системы регуляции позы, полное изучение которых требует дополнительных исследований.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Баланс-тренировка молодых физически активных девушек вызвала прирост специальной проприоцептивной чувствительности, силовой выносливости сгибателей и разгибателей ног, а также статического и полудинамического равновесия в тестах с ЗГ. Размер эффекта баланс-тренировки на полудинамическую устойчивость моноопорной позы на пресс-папье был более выражен, чем на статическую устойчивость на неподвижной платформе. Важным механизмом совершенствования регуляции вертикальной позы под влиянием баланс-тренировки является повышение силовых способностей и специальной проприоцептивной чувствительности постуральной системы.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с положениями биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г., ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Ярославского государственного педагогического университета им. К.Д. Ушинского (Ярославль) (Протокол № 12 от 27.12.2019).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие на участие в предстоящем экспериментальном исследовании.

Финансирование работы. Работа выполнена на инициативной основе по теме диссертационного исследования, без финансирования со стороны научных грантов.

Благодарности. Авторы выражают благодарность ректору Ярославского государственного педагогического университета им. К.Д. Ушинского Груздеву Михаилу Вадимовичу за техническую помощь в организации проведения эксперимента.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

Вклад авторов в публикацию. А.А. Мельников — идея и общая организация исследования, написание текста статьи. П.А. Смирнова — организация исследования, набор испытуемых в группы, проведение стабиографических измерений, первичная обработка данных. А.М. Федоров — организация исследования, проведение функциональных тестов, работа с первичными данными. М.В. Малахов — организация исследования, статистическая обработка данных, подготовка текста статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Brachman A., Kamieniarz A., Michalska J. et al.* Balance Training Programs in Athletes — a Systematic Review // *J. Hum. Kinet.* 2017. V. 58. P. 45.
2. *Gebel A., Lesinski M., Behm D.G., Granacher U.* Effects and Dose-Response Relationship of Balance Training on Balance Performance in Youth: A Systematic Review and Meta-Analysis // *Sports Med.* 2018. V. 48. № 9. P. 2067.
3. *Khalid K., Anwar N., Saqulain G., Afzal M.F.* Neuromuscular Training following Anterior Cruciate Ligament reconstruction — Pain, Function, Strength, Power & Quality of Life Perspective: A Randomized Control Trial. // *Pak. J. Med. Sci.* 2022. V. 38. № 8. P. 2175.
4. *Zech A., Hübscher M., Vogt L. et al.* Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review // *J. Athl. Train.* 2010. V. 45. № 4. P. 392.
5. *Duque G., Boersma D., Loza-Diaz G. et al.* Effects of balance training using a virtual-reality system in older fallers // *Clin. Interv. Aging.* 2013. V. 8. P. 257.
6. *Zhou L., Gong W., Wang S. et al.* Combined balance and plyometric training enhances knee function, but not proprioception of elite male badminton players: A pilot randomized controlled study // *Front. Psychol.* 2022. V. 13. P. 947877.
7. *Rivera M.J., Winkelmann Z.K., Powden C.J., Games K.E.* Proprioceptive Training for the Prevention of Ankle Sprains: An Evidence-Based Review // *J. Athl. Train.* 2017. V. 52. № 11. P. 1065.
8. *Yaggie J.A., Campbell B.M.* Effects of balance training on selected skills // *J. Strength. Cond. Res.* 2006. V. 20. № 2. P. 422.
9. *Mahmoud M.H.* Balance exercises as the basis for developing the level of physical and skill performance in basketball young players // *World J. Sport Sci.* 2011. V. 4. № 2. P. 172.
10. *Marotta N., Moggio L., Calafiore D. et al.* Efficacy of Proprioceptive Training on Plantar Pressure and Jump Performance in Volleyball Players: A Proof-of-Principle Study // *Sensors (Basel).* 2023. V. 23. № 4. P. 1906.
11. *Behrens M., Mau-Moeller A., Wassermann F. et al.* Effect of balance training on neuromuscular function at rest and during isometric maximum voluntary contraction // *Eur. J. Appl. Physiol.* 2015. V. 115. № 5. P. 1075.
12. *Giboin L.S., Gruber M., Kramer A.* Task-specificity of balance training // *Hum. Mov. Sci.* 2015. V. 44. P. 22.

13. Henry M., Baudry S. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control // J. Neurophysiol. 2019. V. 122. № 2. P. 525.
14. Мельников А.А., Смирнова П.А., Федоров А.М., Малахов М.В. Влияние силовой тренировки нижних конечностей на постуральную устойчивость физически активных девушек // Физиология человека. 2022. Т. 48. № 6. С. 76.
Melnikov A.A., Smirnova P.A., Fedorov A.M., Malahov M.V. The influence of lower limbs strength training on the postural stability of physically active girls // Human Physiology. 2022. V. 48. № 6. P. 696.
15. Hoch M.C., Staton G.S., McKeon P.O. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance // J. Sci. Med. Sport. 2011. V. 14. № 1. P. 90.
16. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. N.Y.: Lawrence Earlbaum Associates, 1988. P. 568.
17. Saunders N.W., Hanson N.J., Koutakis P. et al. Figure skater level moderates balance training // Int. J. Sports Med. 2013. V. 34. № 4. P. 345.
18. Riemann B.L., Tray N.C., Lephart S.M. Unilateral multi-axial coordination training and ankle kinesthesia, muscle strength, and postural control // J. Sport Rehabil. 2003. V. 12. № 1. P. 13.
19. Kummel J., Kramer A., Giboin L.S., Gruber M. Specificity of Balance Training in Healthy Individuals: A Systematic Review and Meta-Analysis // Sports Med. 2016. V. 46. № 9. P. 1261.
20. Sheth P., Yu B., Laskowski E.R., An K.-N. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain // Am. J. Sports Med. 1997. V. 25. № 4. P. 538.
21. Xiao S., Wang B., Zhang X. et al. Effects of 4 Weeks of High-Definition Transcranial Direct Stimulation and Foot Core Exercise on Foot Sensorimotor Function and Postural Control // Front. Bioeng. Biotechnol. 2022. V. 10. P. 894131.
22. Song C.H., Petrofsky J.S., Lee S.W. et al. Effects of an exercise program on balance and trunk proprioception in older adults with diabetic neuropathies // Diabetes Technol. Ther. 2011. V. 13. № 8. P. 803.

The Influence of Balance Training on Regulation of Postural Balance in Physically Active Girls

A. A. Melnikov^{a,*}, P. A. Smirnova^b, A. M. Fedorov^c, M. V. Malahov^d

^aRussian University of Sport "GTSOLIFK", Moscow, Russia

^bYaroslavl State Pedagogical University named after K.D. Ushinsky, Yaroslavl, Russia

^cCherepovets State University, Cherepovets, Russia

^dYaroslavl State Medical University, Yaroslavl, Russia

*E-mail: meln1974@yandex.ru

The aim of the work was to study the influence of balance training on the regulation of the balance of the monosupport posture of young physically active girls (n = 26, 17–21 years old). For 10 weeks (3 times a week), 13 girls trained according to the program of training the ability to maintain balance in postures on unstable (balance-simulators) and supports limited in area, and 13 girls made up the "Control". The stability of the monosupport posture was analyzed by the speed and area of fluctuations in the common center of pressure (COP) in static (in a stance on a fixed stabiloplatform with open (OE) and closed (CE) eyes) and semi-dynamic conditions (in a stance at low h = 12 cm with OE and CE and high h = 30 cm see-saw with CE). Strength abilities of the thigh muscles and extensibility of the calf muscles were recorded using functional tests. Proprioceptive sensitivity was defined as an reproduction error of the tilt of the straight body in the ankle joint. Compared with the "Control" group, the trained girls showed an significant increase in the strength endurance of the hip extensors and flexors, the accuracy of reproduction of the inclination of the vertical body, as well as the stability of the monosupport posture in static and semi-dynamic positions only with closed eyes. Effect size of the balance-training was greatest in improving the postural stability on the see-saw with CE. The suggested mechanisms for improving postural stability are an increase in the strength abilities of the leg muscles and the specific proprioceptive sensitivity of the postural system.

Keywords: postural stability, stabilography, static and semi-dynamic balance, balance training, mono-support posture, see-saw.

ДИНАМИКА TP , HF -, LF - И VLF -ВОЛН КАРДИОИНТЕРВАЛОГРАММЫ (В УСЛОВИЯХ КЛИНОСТАЗА) ЭЛИТНОГО ЛЫЖНИКА-ГОНЩИКА В ПОДГОТОВИТЕЛЬНОМ, СОРЕВНОВАТЕЛЬНОМ И ПЕРЕХОДНОМ ПЕРИОДАХ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ОБЪЕМА И ИНТЕНСИВНОСТИ ТРЕНИРОВОЧНЫХ НАГРУЗОК

© 2023 г. Д. А. Катаев^{1, 2, *}, В. И. Циркин^{3, **}, Н. С. Завалин⁴,
М. А. Морозова¹, А. Н. Трухин¹, С. И. Трухина^{1, ***}

¹ФГБОУ ВО Вятский государственный университет, Киров, Россия

²Федерация лыжных гонок Республики Татарстан, Казань, Россия

³Казанский государственный медицинский университет, Казань, Россия

⁴ФГБОУ ВО Кировский государственный медицинский университет, Киров, Россия

*E-mail: den.cataev2014@yandex.ru

**E-mail: esbartsirkin@list.ru

***E-mail: trukhinasvetlana@yandex.ru

Поступила в редакцию 17.06.2022 г.

После доработки 05.03.2023 г.

Принята к публикации 07.03.2023 г.

С целью изучения механизмов адаптации к нагрузкам, требующим высокой выносливости, у 27-летнего мастера спорта России по лыжным гонкам многократно в условиях клиностаза регистрировали кардиоинтервалограмму (КИГ), оценивая общую мощность спектра (TP), абсолютную мощность (mc^2) LF -, HF - и VLF -волн и относительную (в процентах к TP) мощность этих волн, т.е. $LF\%$, $HF\%$ и $VLF\%$. Их сопоставляли с объемом ($V_{км}$, $V_{мин}$) и интенсивностью ($N_{чСС}$) тренировочных нагрузок. Объем нагрузок был максимален в подготовительном периоде (21 км/день) и минимален в переходном периоде (18 км/день), а их интенсивность на протяжении годового цикла была стабильной (рабочий пульс – 120–121 уд./мин). С изменением объема нагрузок менялись и величины показателей КИГ. Так, в подготовительном периоде возрастают медианы TP , мощности HF -, LF - и VLF -волн, а также $VLF\%$; в этом периоде с повышением объема нагрузок ($V_{км}$) возрастают значения $VLF\%$. В соревновательном периоде сохраняются на высоком уровне медианы TP , мощности HF -, LF - и VLF -волн и $VLF\%$. В переходном периоде снижаются медианы TP , мощности HF -, LF - и VLF -волн, а также $LF\%$ и $VLF\%$ и возрастает медиана $HF\%$. Для годичного цикла выявлена прямая зависимость медианы TP от объема нагрузок ($V_{км}$) и медианы мощности VLF -волн от объема ($V_{км}$) и интенсивности ($N_{чСС}$) нагрузки. Предполагается, что величины TP , HF -, LF - и VLF -волн, а также $VLF\%$ (в условиях клиностаза) отражают влияние парасимпатического отдела автономной нервной системы на сердце, при этом $VLF\%$, вероятно, отражает интенсивность синтеза кардиомиоцитами нелегального ацетилхолина, а значения $LF\%$ и $HF\%$ отражают формирование состояния тревожности в связи с предстоящими стартами.

Ключевые слова: лыжные гонки, адаптация к физическим нагрузкам, автономная нервная система, вариабельность сердечного ритма, общая мощность спектра, абсолютная и относительная мощность HF -, LF - и VLF -волн, периоды годичного цикла лыжников.

DOI: 10.31857/S0131164623700303, **EDN:** XBMRHL

На процессы адаптации к физическим нагрузкам, требующим выносливости, влияют объем и интенсивность тренировочных занятий, но характер этого влияния с физиологической точки зрения исследован недостаточно полно [1, 2].

Поэтому в работе была поставлена цель: с помощью метода кардиоинтервалографии (КИГ) оценить характер изменения процессов регуля-

ции деятельности сердца у элитного лыжника на протяжении трех периодов лыжного сезона (подготовительного, соревновательного и переходного) в зависимости от объема и интенсивности тренировочной нагрузки.

Метод оценки состояния автономной нервной системы (АНС) по вариабельности сердечного ритма (ВСР) широко используется в клиниче-

ской практике, а интерпретация его основных параметров детально описана в литературе [3–7].

Из более 30 показателей ВСР в последние годы большое внимание уделяется спектральным показателям КИГ [3–5, 7]. Среди них: 1) общая мощность спектра (TP – *Total Power*), отражающая мощность колебаний ритма в диапазоне частот от 0.003 до 0.5 Гц, т.е. суммарное влияние симпатического (СО) и парасимпатического (ПО) отделов АНС и ряда биологически активных веществ (БАВ); 2) мощность (HF -) волн, т.е. мощность колебаний с частотой от 0.15 до 0.40 Гц, отражающая влияние парасимпатического отдела (ПО) АНС на сердце; 3) мощность медленных (LF -) волн, т.е. мощность колебаний с частотой от 0.04 до 0.15 Гц, отражающая характер влияния на сердце симпатического отдела (СО) АНС, модулируемое барорефлексом; и 4) мощность очень медленных (VLF -) волн, т.е. мощность колебаний с частотой от 0.003 до 0.04 Гц, которая указывает, вероятно, на комплексное влияние СО и ПО АНС, а также ряда биологически активных веществ (БАВ) на сердце. Полагают, что относительная мощность HF -, LF - и VLF -волн, выраженная в процентах к TP , т.е. $HF\%$, $LF\%$ и $VLF\%$, отражает удельный вклад соответствующих отделов АНС и БАВ в регуляцию деятельности сердца.

Метод КИГ получил широкое применение в практике спорта для оценки состояния спортсмена на учебно-тренировочных сборах и соревнованиях [8–11]. Однако при этом мало внимания уделено зависимости показателей ВСР у спортсменов, тренирующихся на выносливость, от периодов годового тренировочного цикла (подготовительного, соревновательного и переходного) и от объема тренировочных нагрузок, в связи с чем и была сформулирована цель настоящего исследования. В связи с тем, что переходной период реализуется, как правило, в домашних условиях, КИГ проводили во всех трех периодах годового цикла на одном элитном лыжнике К.Д. (первом авторе статьи), с учетом объема его тренировочных нагрузок во всех трех периодах.

Прежде, чем перейти к изложению методов и основных результатов настоящего исследования, следует отметить ряд важных моментов.

Отмечено [3, 9, 12, 13], что в отношении динамики абсолютной мощности HF -, LF -, и VLF -волн, а также динамики относительной мощности этих волн, выраженной в процентах к TP (т.е. $HF\%$, $LF\%$ и $VLF\%$) у лыжников на протяжении годового цикла сведения малочисленны и неоднозначны; в отношении величины TP показано, что она варьирует от 1515 до 14486 мс², и возрастает по мере повышения спортивного мастерства. Но при этом крайне мало сведений о зависимости значений TP от периода спортивного сезона, от объема и мощности тренировочной нагрузки

спортсменов, хотя косвенные данные ряда авторов говорят о том, что в подготовительный период, т.е. при высоких тренировочных объемах, активность ПО АНС у элитных лыжников продолжает возрастать [9, 14, 15]. Это согласуется с представлением о том, что тренировки на выносливость повышают активность ПО АНС [3, 9, 14, 15]. Однако вопрос о конкретных механизмах формирования ваготонии при тренировках на выносливость требует детального изучения. С этих позиций представляет большой интерес анализ параметров ВСР у элитных спортсменов на протяжении всех трех периодов их очередного годового цикла (сезона), с учетом объема и мощности тренировок, что и составило основную цель статьи.

Важно отметить, что объем и интенсивность тренировочных нагрузок выражают по-разному. Зарубежные авторы [11, 16–19] объем нагрузки оценивают по продолжительности тренировки (минуты/день; часы/день), а отечественные авторы [20, 21] – по протяженности тренировочного пути (километры/день). Интенсивность или мощность нагрузок оценивается по величине “рабочего пульса” [11, 17, 21, 22]. При этом принято считать [23, 24], что значения рабочего пульса могут отражать 5 зон интенсивности, из которых первые три зоны (50–80% от $ЧСС_{\text{макс}}$) расцениваются как зоны низкой интенсивности, а зоны 4 и 5 (т.е. выше 80% от $ЧСС_{\text{макс}}$) – как зоны высокой интенсивности. Годовой объем тренировочных нагрузок у элитных лыжников огромный – он варьирует от 700 до 937 ч [17, 18] или от 9150 до 9493 км [21, 22]. При этом объем тренировочной нагрузки у каждого элитного лыжника-гонщика индивидуален, так как он зависит от уровня тренированности, скорости и качества восстановительных процессов и других факторов [24, 25], но при этом цель тренера и спортсмена заключается в том, чтобы подойти с максимальным уровнем готовности к моменту ответственного (престижного) старта [24].

МЕТОДИКА

В исследовании участвовал 27-летний лыжник-гонщик (К.Д.), мастер спорта России, член сборной команды Татарстана по лыжным гонкам, многократный чемпион и призер всероссийских и международных соревнований по лыжным гонкам среди юниоров и юношей. К.Д. имеет 17-летний стаж занятий лыжными гонками. Исследования проводили с марта 2019 г. по июнь 2020 г.

Тестирование физической работоспособности К.Д., проведенное в физкультурном диспансере г. Казани на лыжном тренажере *Concept2 SkiErg* (США), имитирующего движения одновременного бесшажного лыжного хода, показало (табл. 1), что при выполнении предельной мышечной ра-

Таблица 1. Оценка уровня физической работоспособности и функционального состояния ведущих систем энергообеспечения спортсмена К.Д. при выполнении предельной мышечной работы ступенчато возрастающего характера, до “отказа” (на лыжном тренажере *Concept2 SkiErg* и тредбане)

Анализируемые показатели	Июнь 2019 г.		Октябрь 2019 г.	
	<i>Concept2 SkiErg</i>	тредбан	<i>Concept2 SkiErg</i>	тредбан
МПК, мл/кг/мин	64.5	65.8	69.3	74
АЭП, уд./мин	113	154	111	142
АнП, уд./мин	171	170	164	170
ЧСС _{макс} , уд./мин	185	188	185	192
N , Ватт или V , км/ч	290 Ватт	12 км/ч	310 Ватт	13.5 км/ч
$L_{\text{макс}}$, мМ	8.52	9	10.7	9.48

Примечание: по данным физкультурного диспансера (г. Казань).

боты ступенчато возрастающего характера до “отказа” в начале подготовительного периода (июнь 2019 г.) максимальное потребление кислорода (МПК) составило 64.5 мл/кг или 4418 мл; аэробный порог (АЭП), т.е. частота сердечных сокращений (ЧСС), при которой еще не происходит подъем лактата при выполнении мышечной нагрузки, составила 113 уд./мин; анаэробный порог (АнП), т.е. ЧСС, при которой начинается подъем лактата — 171 уд./мин; а максимальная ЧСС (ЧСС_{макс}), которая достигается при выполнении работы максимальной мощности (в условиях повышения нагрузки каждые 2 мин на 20 Ватт), составила 185 уд./мин; при этом максимальная мощность работы ($N_{\text{макс}}$) достигала 290 Вт, а максимальный подъем концентрации лактата ($L_{\text{макс}}$) составил 8.52 мМ. Аналогичное тестирование, проведенное в конце летне-осенней подготовки, т.е. перед “вкаткой” (октябрь 2019 г.), показало (табл. 1), что МПК составило 69.3 мл/кг или 4845 мл; АЭП — 111 уд./мин; АнП — 164 уд./мин; ЧСС_{макс} — 185 уд./мин, $N_{\text{макс}}$ — 310 Ватт, а $L_{\text{макс}}$ — 10.7 мМ. Тестирование на беговом тредбане при наклоне дорожки 10° при ступенчато возрастающих нагрузках (каждые 2 мин) до “отказа”, показало (табл. 1), что в начале подготовительного периода, т.е. в июне 2019 г. МПК составило — 65.8 мл/кг или 4740 мл; АЭП — 154 уд./мин; АнП — 170 уд./мин; ЧСС_{макс} — 188 уд./мин, при максимальной скорости бега в течение 2 мин 12 км/ч и при $L_{\text{макс}}$ — 9 мМ. В конце летне-осенней подготовки (октябрь 2019 г.) МПК составило — 74 мл/кг или 5173 мл; АЭП — 142 уд./мин; АнП — 170 уд./мин; ЧСС_{макс} — 192 уд./мин, максимальная скорость бега в течение 2 мин — 13.5 км/ч, и

$L_{\text{макс}}$ — 9.48 мМ. Таким образом, тестирование физической работоспособности у спортсмена К.Д. на лыжном тренажере *Concept2 SkiErg* и на беговом тредбане показало близкие результаты, которые дают основание утверждать, что: 1) спортсмен К.Д., действительно, относится к группе элитных лыжников-гонщиков; 2) в процессе подготовительного периода его работоспособность возрастает.

По данным литературы у 6 шведских элитных лыжников-гонщиков абсолютные значения МПК составили 5.1 ± 0.1 л/мин [26–28].

Важно отметить, что учебно-тренировочные сборы (УТС) и соревнования проводили в разных регионах России и за ее пределами, в том числе в равнинных и горных условиях (табл. 2). При этом первый автор настоящей статьи, т.е. спортсмен К.Д., фиксировал объем и мощность своих тренировочных нагрузок и проводил саморегистрацию КИГ.

Оценку объема тренировочных нагрузок ($V_{\text{км}}$, $V_{\text{мин}}$) спортсмена К.Д. за каждый день, который предшествовал утренней регистрации КИГ, проводили путем суммирования времени, затрачиваемого на выполнение всех тренировок и утренней зарядки, выраженной в мин/день ($V_{\text{мин}}$), а также в километрах бега на лыжах, роликовых лыжах или кроссового бега ($V_{\text{км}}$). Оценку интенсивности, или мощности ($N_{\text{ЧСС}}$) тренировочных нагрузок проводили по значениям средней ЧСС_{раб}, регистрируемой на каждой тренировке с помощью пульсометра *POLAR 430*, оснащенного *GPS*-датчиком (*POLAR*, Финляндия). Согласно программам *POLAR*, величина ЧСС_{раб}, позволяла отнести

Таблица 2. Календарь и место проведения учебно-тренировочных сборов (УТС) и соревнований спортсменов К.Д. в 2018–2019 гг. и 2019–2020 гг. сезонах

Сезон 2018—2019 гг.			
соревновательный период (03—04.2019)		переходный период (05.2019)	
1. УТС в п/п Хмелевские озера (Краснодарский край)*		1. Тренировки в домашних условиях (Кировская обл.)	
2. ЧР (Архангельская обл.)			
3. ЧР (Мурманская обл.)			
Сезон 2019—2020 гг.			
подготовительный период (06—11.2019)	соревновательный период (12.2019—03.2020)	переходный период (04—06.2020)	
1. УТС в п. Раубичи (Беларусь)	1. 1 этап КР (Хакасия)*	1. Тренировки в домашних условиях (Кировская обл.)	
2. УТС в г. Ижевск (Удмуртия)	2. 2 этап КР (Пермский край)		
3. УТС в с/б Бельмекен (Болгария)*	3. УТС в п. Перекоп (Кировская обл.)		
4. УТС и ЛЧР в г. Тюмень	4.3 этап КР (Татарстан)		
5. ЛЧР РТ в г. Заинск (Татарстан)	5. УТС в г. Новосибирск		
6. Тренировки в домашних условиях (г. Киров)	6. ПФО в п. Перекоп (Кировская обл.)		
7. УТС в г. Санкт-Петербург	7. КК Восточной Европы в г. Сыктывкар (Республика Коми)		
8. УТС в п/п Ергаки (Красноярский край)	8. УТС в г. Новосибирск		
9. УТС в п. Вершина Теи (Хакасия)	9. ФКР (Архангельская обл.)		
	10. УТС в п/п Хмелевские озера (Краснодарский край)*		

Примечание: * — горные климатические условия (высота от 900–2000 м над уровнем моря); УТС — учебно-тренировочный сбор; ЧР — чемпионат России; ЛЧР — летний чемпионат России; ЛЧР РТ — летний чемпионат Республики Татарстан; КР — Кубок России; ПФО — Приволжский федеральный округ; КК — континентальный кубок; ФКР — финал кубка России; п/п — природный парк; с/б — спортивная база.

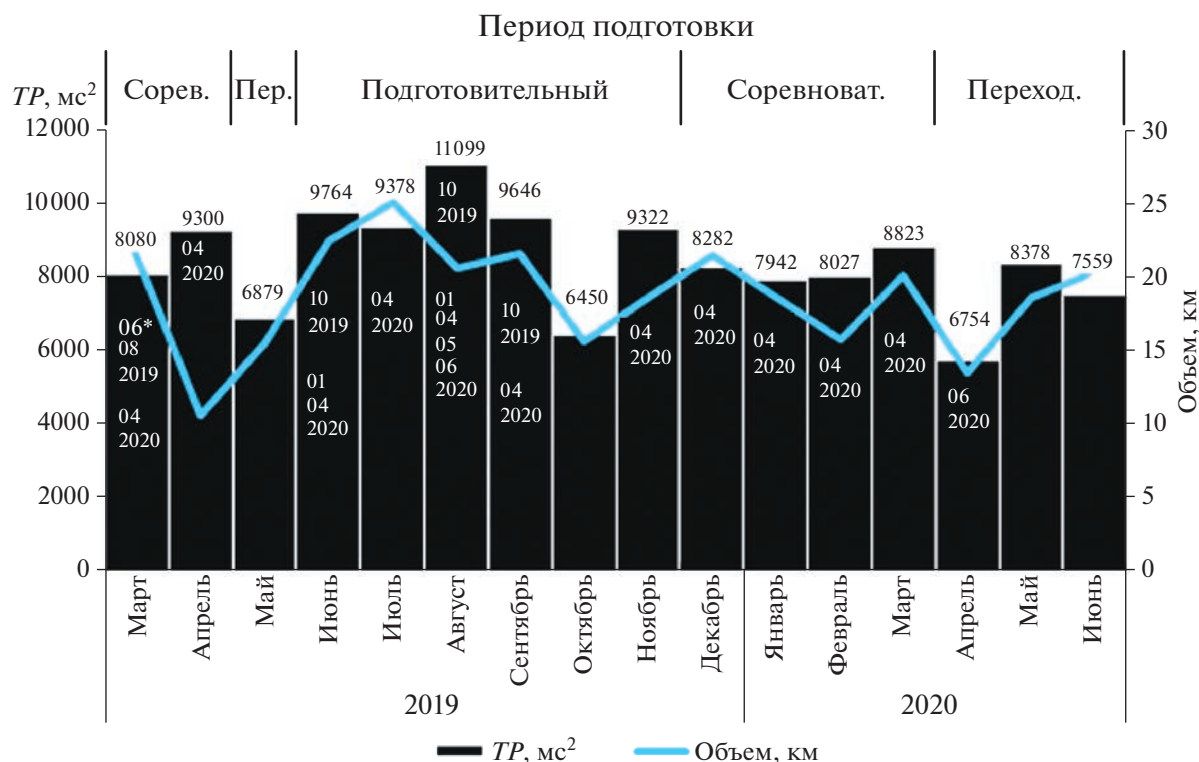


Рис. 1. Динамика значений общей мощности спектра волн (TP , ms^2 , столбцы) и значений объема (V_{km}) тренировочной нагрузки (линейный график) элитного лыжника К.Д. Числа внутри столбцов отражают месяцы (вверху), от которых данный месяц (внизу) статистически значимо (по критерию Манна–Уитни, т.е. $p < 0.05$) отличается по значениям TP . По данным кардиоинтервалографии, проводимой в условиях клиностаза.

интенсивность нагрузки к одной из 5 тренировочных зон, указанных выше [23, 24].

Следует отметить, что 5-минутную саморегистрацию КИГ проводили у исследуемых в положении лежа после ночного сна (до завтрака) в комфортных условиях с помощью системы “ВНС-Микро” (“Нейрософт”, Россия), а анализ КИГ – с использованием программы “Полиспектр” (“Нейрософт”, Россия). Оценивали (наряду с другими) такие показатели ВСР как общая мощность спектра (TP , ms^2), абсолютная мощность HF -, LF - и VLF -волн (ms^2), а также относительная мощность этих волн, выраженная в процентах к TP , т.е. $HF\%$, $LF\%$ и $VLF\%$. Оценка этих показателей формировалась путем суммирования результатов отдельных исследований, проведенных в каждом месяце соответствующего периода, что позволяло оценить статистически значимые различия между значениями параметров, зафиксированных в одном месяце (периоде), от зафиксированных в другом месяце (периоде). У спортсмена К.Д. всего выполнено 217 саморегистраций КИГ, из которых в подготовительный период – 84, в соревновательный – 74 и в переходный – 59. Значения всех указанных показателей ВСР, а также V_{min} , V_{km} и N_{qcc} рассчитывали для каждого

месяца годового цикла и в целом для каждого из трех периодов (подготовительного, соревновательного и переходного) годового цикла, выражая их в виде медианы, 25 и 75 центилей [29]. При оценке различий использовали критерий Манна–Уитни, считая их статистически значимыми при $p < 0.05$ [29]. Для расчетов, в том числе коэффициента корреляции Спирмена [29], использовали программу *BioStat2009 Professional. 5.9.8 (Analyst-Soft, США)*.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Основные результаты исследования суммированы в табл. 3 и на рис. 1–2.

Установлено (табл. 3, рис. 1), что объем тренировочных нагрузок спортсмена К.Д., выраженный в км пути (V_{km}), в подготовительном периоде был статистически значимо выше ($p < 0.05$), чем в соревновательном периоде (медианы – 21 км/день против 19), и выше, чем в переходном периоде (18 км/день, но $p > 0.05$). Однако объем нагрузки, выраженный в виде V_{min} , был примерно одинаков во все периоды, судя по тому, что различия между периодами годового цикла были статистически незначимы, хоть и имел волнообразную динамику.

Таблица 3. Медиана, 25 и 75 перцентили (нижний ряд) объема ($V_{\text{км}}$, $V_{\text{мин}}$) интенсивности ($N_{\text{ЧСС}}$) тренировочных нагрузок по месяцам у элитного лыжника К.Д., а также TR (мс^2), абсолютной мощности HF -, LF - и VLF -волн (мс^2) и относительной (в % к TR) мощности этих волн (по данным кардиоинтервалографии в условиях клиностаза)

Дата	Нагрузки			TR		HF -волны		VLF -волны		LF -волны	
	$V_{\text{км}}$, км/день	$V_{\text{мин}}$, мин/день	$N_{\text{ЧСС}}$, уд./мин	мс^2	мс^2	мс^2	%	мс^2	%	мс^2	%
Соревновательный период											
03.19	21.5 14/25	93 65/109	124 119/131	8080 6767/8979	3540 2830/4124	45.0 35/53	29.4 22/40	2236 1661/3107	29.4 22/40	1892 1452/2238	25.8 19/27
04.19	14.8 9/23	61 45/90	112 106/123	9300 6930/10865	3475 3383/393	43.3 38/49	29.3 25/34	2227 1985/3239	29.3 25/34	2520 1578/2957	25.4 9/31
Переходный период											
05.19	15.5 9/24	101 72/146	124 112/130	6879 5665/10286	3065 1953/4218	35.4 31/47	49.1 35/49	2846 1731/5186	49.1 35/49	1249 1182/1301	16.2 14/20
Подготовительный период											
06.19	22.5 18/38	122 104/158	125 115/130	9764 6958/10789	3065 1953/4218	41.0 33/46	35.4 30/43	3333 2367/3968	35.4 30/43	2188 1443/3132	21.1 19/24
07.19	25.2 12/44	124 103/166	122 111/125	9378 6518/11178	3748 3285/4464	42.8 37/48	37.4 32/43	3198 2180/4588	37.4 32/43	1763 1314/2405	19.8 17/25
08.19	20.6 13/31	129 90/154	117 112/131	11099 9227/12697	4930 4334/5121	44.9 39/49	31.1 26/35	3200 2267/3602	31.1 26/35	2912 1528/2974	21.8 19/30
09.19	21.7 12/28	100 83/133	115 110/124	9646 6601/10155	3106 2677/4171	41.4 26/47	33.8 24/53	2894 2193/5464	33.8 24/53	2138 1588/2577	23.4 19/26
10.19	15.7 9/23	91 71/120	122 109/131	6450 4665/8875	3559 2793/4487	53.4 46/59	27.2 24/30	1711 1064/2884	27.2 24/30	1132 991/2271	19.9 16/24
11.19	18.7 13/23	84 63/106	125 117/133	9322 7188/11342	3335 2487/4340	42.5 34/47	31.9 23/39	2777 2014/3842	31.9 23/39	1853 1298/2730	24.3 19/28

Таблица 3. Окончание

Дата	Нагрузки			TP	HF-волны		VLF-волны		LF-волны		
	V _{км} , км/день	V _{мин} , мин/день	N _{ЧСС} , уд./мин		мс ²	мс ²	%	мс ²	%	мс ²	%
Соревновательный период											
12.19	21.5 14/26	88 64/121	118 114/128	8282 7559/12023	3764 (2629/4061)	34.1 (28/44)	3072 (2103/4545)	37.1 (29/41)	2032 (1521/2914)	37.1 (29/41)	25.4 (22/38)
01.20	18.6 11/23	72 50/101	124 113/136	7942 6956/8561	2939 2054/3512	39.7 27/46	2698 2292/4038	37.2 27/53	1684 1379/1990	37.2 27/53	19.8 18/26
02.20	15.8 12/22	79 53/93	123 114/159	8027 (7171/9341.5)	3523 (2952/4400)	41.1 (38/48)	2555 (1986/3097)	32.2 (25/37)	2253 (1633/3022)	32.2 (25/37)	25.6 (22/29)
03.20	20.2 15/22	94 82/107	115 105/123	8823 (7466/10145)	3840 (3558/3884)	40.0 (38/43)	3361 (2223/3854)	33.2 (30/36)	2485 (2125/2563)	33.2 (30/36)	25.0 (23/28)
Переходный период											
04.20	13.5 11/30	92 81/117	113 104/123	5754 5273/6118	2478 2225/2708	46.2 40/48	1977 1537/2268	31.1 29/40	1107 748/1431	31.1 29/40	20.2 14/26
05.20	18.7 15/60	119 87/151	119 112/125	8378 6113/8838	3705 2514/3887	45.2 44/51	1779 1556/239	30.6 20/35	1319 1009/2612	30.6 20/35	20.9 19/25
06.20	20.4 16/42	111 93/142	120 118/125	7559 6568/8617	3702 3130/3970	49.3 42/53	1769 1271/2222	24.1 20/27	1930 1466/2181	24.1 20/27	25.0 (21/28)
В целом за подготовительный (1), соревновательный (2) и переходной (3) периоды											
Под. 1	21 13/31	106 80/145	121 112/130	9473 6685/11037	3793 2860/4579	44.7 35/52	2818 2075/3874	32.6 24/39	1962 1307/2814	32.6 24/39	22.5 18/26
Сор. 2	19 12/25	82 61/106	121 111/130	8047 6940/9616	3519 2805/4071	41.7 34/48	2622 2023/3800	32.8 26/40	2032 1570/2619	32.8 26/40	24.5 20/29
Пер. 3	18 12/37	105 85/142	120 112/126	6961 5349/8416	3371 2387/3896	47.3 41/52	1874 1374/2582	27.7 22/36	1480 1072/2097	27.7 22/36	21.7 19/27
Статистически значимые различия между периодами по критерию Манна–Уитни											
p < 0.05	1–2	–	–	1–3; 2–3	1–3	2–3	1–3; 2–3	1–3; 2–3	1–3; 2–3	1–3; 2–3	1–2

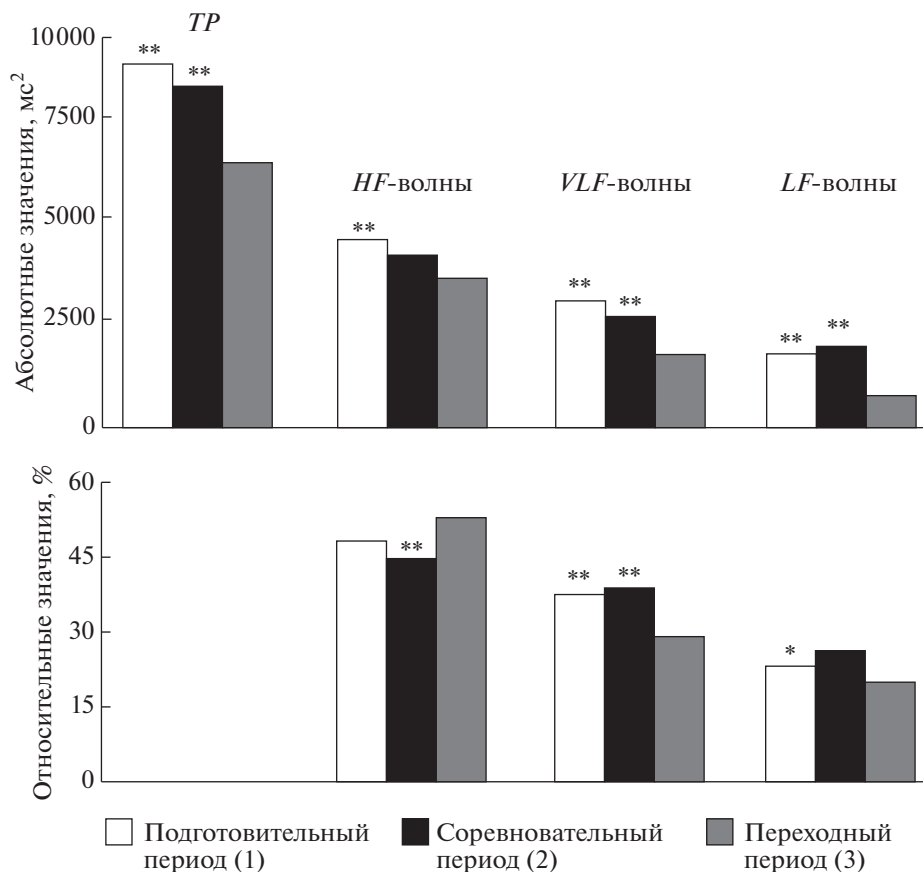


Рис. 2. Динамика значений медианы общей мощности TP (ms^2), абсолютной мощности HF -, VLF - и LF -волн и относительной мощности этих волн, выраженной в процентах к TP , т.е. $HF\%$, $VLF\%$ и $LF\%$ элитного лыжника К.Д. в подготовительном (1), соревновательном (2) и переходном (3) периодах (соответственно – 1-й, 2-й и 3-й столбцы). По данным кардиоинтервалографии, проводимой в условиях клиностаза; звездочки над столбцами означают, что различия с соревновательным (*) и/или с переходным (**) периодами статистически значимы по критерию Манна-Уитни.

ку (в подготовительном, соревновательном и переходном периодах медиана составила соответственно 106, 82 и 105 мин./день). В целом годовой (с июня 2019 по май 2020 гг.) объем нагрузки у спортсмена К.Д. составил 622 ч. Таким образом, объем тренировочной нагрузки спортсмена К.Д. во все периоды исследования оказался относительно невысоким, в сравнении с объемом нагрузки известных элитных лыжников-гонщиков [11, 17, 18, 20, 21], что связано с рекомендациями тренера о необходимости снижения нагрузки из-за пандемии коронавирусной инфекции (с марта по июнь 2020 г.).

Интенсивность тренировочной нагрузки, судя по значениям рабочего пульса ($N_{ЧСС}$) во все периоды годового цикла, была относительно постоянной – медиана $ЧСС_{\text{раб}}$ в подготовительный, соревновательный и переходный периоды составила соответственно 121, 121 и 120 уд./мин. С учетом выделения 5 зон интенсивности нагрузок [22, 23], 41.4% тренировок относилось к зоне 1 (97–

116 уд./мин); 37.0% – к зоне 2 (117–135 уд./мин), 15.1% – к зоне 3 (136–154 уд./мин), 4.8% – к зоне 4 (155–174 уд./мин) и 1.7% – к зоне 5 (175 уд./мин).

При анализе значений TP , а также абсолютной и относительной мощностей HF -, LF - и VLF -волн спортсмена К.Д., зарегистрированных в условиях клиностаза, установлены общие закономерности: 1) значения указанных показателей зависят от периода годового цикла, при этом для каждого показателя характерна своя динамика; 2) внутри каждого периода значения показателя периодически (от месяца к месяцу) меняются – то возрастают, то снижаются, т.е. их динамика носит колебательный характер (табл. 3, рис. 1).

При анализе динамики медианы TP у спортсмена К.Д. установлено (табл. 3, рис. 2), что в подготовительном ($9473 ms^2$) и соревновательном ($8047 ms^2$) периодах она была выше, чем в переходном периоде ($6961 ms^2$; $p < 0.05$), а между подготовительным и соревновательным периодами различия были статистически незначимы. Внут-

ри подготовительного и переходного периодов значения TP менялись от месяца к месяцу, но в соревновательном периоде они были относительно стабильны (рис. 1). В каждом из трех периодов отсутствовала статистически значимая зависимость значений TP от объема и интенсивности тренировочных нагрузок. Однако, в целом, по всему годовому циклу обнаружена значимая ($p < 0.05$) зависимость TP от объема тренировочной нагрузки ($V_{км}$) и интенсивности нагрузки ($N_{чсс}$) — коэффициент Спирмена составил соответственно $+0.18$ и $+0.17$. Это говорит о том, что с повышением объема тренировочных нагрузок ($V_{км}$) и их интенсивности ($N_{чсс}$), растет медиана TP , зарегистрированная в условиях клиностаза. Выявленная динамика TP , с учетом данных литературы о природе TP [3, 7, 16] и наших данных относительно медианы абсолютной и относительной мощности HF -волн у спортсмена К.Д. (как и у остальных членов у сборной команды Татарстана по лыжам), говорит о том, что активность ПО АНС на протяжении спортивного сезона у элитных лыжников очень высокая, но при этом она претерпевает определенные изменения — возрастает в подготовительный период, сохраняется на этом уровне в соревновательном периоде и снижается в переходном периоде.

Установлено (табл. 3, рис. 2), что медиана абсолютной мощности HF -волн ($AMHF$), отражающая влияние ПО АНС на сердце, в подготовительном периоде составила 3793 мс^2 , в соревновательном — 3519 мс^2 , а в переходном — 3371 мс^2 . При этом различия между подготовительными и переходными периодами были статистически значимы ($p < 0.05$). Это согласуется с данными литературы, согласно которым с повышением мастерства лыжника-гонщика повышается величина этого показателя, которая намного выше, чем у спортсменов игровых видов спорта и единоборств [30]. Выявить зависимость $AMHF$ от объема ($V_{км}$, $V_{мин}$) и мощности нагрузки ($N_{чсс}$), в том числе в целом по всему годовому циклу, не удалось (коэффициент Спирмена составил соответственно $+0.12$; $+0.12$ и $+0.10$). Итак, $AMHF$, т.е. абсолютная мощность HF -волн возрастает в подготовительном периоде, сохраняется повышенной в соревновательном периоде, но снижается в переходном периоде, когда уменьшается объем и интенсивность тренировочных нагрузок. С учетом природы HF -волн [3–5, 7] можно утверждать, что динамика медианы $AMHF$, зарегистрированная в клиностазе, косвенно указывает на повышение влияния ПО АНС на деятельность сердца под влиянием тренировок на выносливость и на уменьшение этого влияния при снижении объема тренировочных нагрузок.

Показано (табл. 3, рис. 2), что медиана относительной мощности HF -волн, т.е. $HF\%$, в подготовительном периоде составила 44.7% , в соревнова-

тельном периоде — 41.7% (различия между ними были статистически значимы, $p < 0.05$), а в переходном периоде она статистически значимо возрастает до 47.3% ($p < 0.05$). Это означает, что в подготовительном и особенно в соревновательном периодах медиана $HF\%$ снижается, а в переходный период — возрастает, что, возможно, объясняется снижением в переходном периоде влияния СО АНС на работу сердца. Выявить статистически значимую зависимость медианы $HF\%$ от объема ($V_{км}$ или $V_{мин}$) и интенсивности ($N_{чсс}$) тренировочных нагрузок, в том числе по годовому циклу, не удалось (коэффициент корреляции Спирмена составил соответственно -0.12 ; -0.03 и -0.09).

Выявлено (табл. 3, рис. 2), что медиана абсолютной мощности LF -волн ($AMLF$), отражающая, как полагают авторы работ [3–5, 7], влияние СО АНС на сердце, в подготовительном периоде составила 1962 мс^2 , в соревновательном периоде — 2032 мс^2 , а в переходном — 1480 мс^2 . При этом различия между $AMLF$ в подготовительном и соревновательном периодах были незначимы ($p > 0.05$), но их различия с этим показателем в переходном периоде были статистически значимы ($p < 0.05$). Итак, абсолютная мощность LF -волн возрастает в подготовительном периоде, сохраняется на этом уровне в соревновательном периоде и снижается в переходном периоде. Выявить зависимость $AMLF$ от объема ($V_{км}$, $V_{мин}$) и интенсивности ($N_{чсс}$) нагрузки, в том числе в целом по всему годовому сезону не удалось (коэффициент Спирмена составил соответственно $+0.11$; $+0.08$ и $+0.09$). С учетом генеза LF -волн [3–5, 7] можно утверждать, что динамика медианы $AMLF$ косвенно указывает на то, что тренировки на выносливость повышают влияние СО ВНС на деятельность сердца при регистрации КИГ в условиях клиностаза. Это связано с формированием тревожности в подготовительном и, особенно, в соревновательном периоде перед стартами, и снижением этого чувства в переходном периоде.

Установлено (табл. 3, рис. 2), что медиана относительной мощности LF -волн ($LF\%$) в подготовительном периоде составила 22.5% , в соревновательном — 24.5% (различия между ними были статистически значимы, $p < 0.05$), а в переходном периоде — 21.7% . (различия между подготовительным и переходными периодами незначимы). Это означает, что в подготовительном периоде медиана $LF\%$ сохраняется на том же уровне, что в переходном периоде, в соревновательном периоде она возрастает, а в переходном — вновь снижается, хотя статистически незначимо. Выявить зависимость медианы $LF\%$ от объема ($V_{км}$, $V_{мин}$) и интенсивности ($N_{чсс}$) тренировочных нагрузок, в том числе в целом по годовому циклу, не удалось (коэффициент корреляции Спирмена составил соответственно -0.01 ; $+0.02$ и $+0.01$).

Выявлено (табл. 3, рис. 2), что медиана абсолютной мощности VLF -волн, т.е. $AMVLF$, отражающая, вероятно, влияние БАВ на сердце [3–5, 7], в подготовительном периоде составила 2818 мс^2 , в соревновательном — 2622 мс^2 , а в переходном — 1874 мс^2 . При этом различия между медианами $AMVLF$ подготовительного и соревновательного периодов были незначимы ($p > 0.05$), но их различия с этим показателем в переходном периоде были статистически значимы ($p < 0.05$). Итак, $AMVLF$, т.е. абсолютная мощность VLF -волн, возрастает в подготовительном периоде, сохраняется на этом уровне в соревновательном периоде, и статистически значимо снижается в переходный период. Эта динамика во многом сходна с динамикой медианы TP и медианы $AMHF$. Установлена зависимость абсолютной мощности VLF -волн от объема ($V_{\text{км}}$) и интенсивности ($N_{\text{чСС}}$) нагрузки, в целом по всему годовому циклу, в то время как зависимость от объема нагрузки, выраженного в минутах ($V_{\text{мин}}$), выявить не удалось (коэффициент Спирмена составил соответственно $+0.19$; $+0.14$ и $+0.09$).

Анализ динамики медианы **относительной мощности VLF -волн, т.е. $VLF\%$** , выявил (табл. 3, рис. 2), что у спортсмена К.Д. значения $VLF\%$ варьировали на протяжении сезона от 24.1 до 49.1%. В подготовительный и соревновательный периоды вклад $VLF\%$ в общий спектр был одинаково высоким, т.е. выше, чем в переходном периоде (медианы $VLF\%$ составили соответственно 32.6 и 32.8% при отсутствии различий между ними, $p > 0.05$), а в переходный период — ниже (медиана — 27.7%; $p < 0.05$). При этом для подготовительного периода выявлена статистически значимая зависимость медианы $VLF\%$ от объема тренировочных нагрузок ($V_{\text{км}}$) — коэффициент Спирмена составил $+0.24$ ($p < 0.05$). Это свидетельствует о том, что с повышением объема тренировочных нагрузок ($V_{\text{км}}$) возрастает медиана $VLF\%$. Однако для соревновательного и переходного периодов эта зависимость была статистически незначимой (коэффициент Спирмена составил соответственно $+0.05$ и -0.17). Вероятно, по этой причине в целом за годовой цикл, не удалось выявить зависимость $VLF\%$ от объема нагрузки ($V_{\text{км}}$ или $V_{\text{мин}}$) и от ее интенсивности ($N_{\text{чСС}}$) — коэффициент Спирмена составил соответственно $+0.12$; $+0.02$ и $+0.05$.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Касаясь интерпретации результатов исследования элитного лыжника К.Д., следует отметить пять важных, моментов.

Первый момент. Можно полагать, что значения TP , абсолютной мощности HF - и VLF -волн, и особенно относительной мощности VLF -волн,

т.е. $VLF\%$, отражают степень влияния ПО АНС на сердце, так как у элитных лыжников влияние ПО АНС на сердце существенно выше, чем у неспортсменов или чем у начинающих лыжников [3, 9]. Это положение согласуется с общепринятым представлением о том, что при тренировках на выносливость существенно возрастает активность ПО АНС [2, 14, 15].

Второй момент. С учетом современных представлений о способности миокарда [31–35] и других тканей [36] синтезировать ацетилхолин (АХ), т.е. ненейрональный АХ, можно предположить, что ваготония, характерная для спортсменов, тренирующихся на выносливость [2, 14, 15], обусловлена тем, что в процессе тренировок повышается влияние ПО АНС на сердце, а миокард приобретает способность к синтезу АХ. Синтезированный АХ, как стало известно [31–33], является мощным антиоксидантом, благодаря которому происходит удаление свободных радикалов, возникающих при интенсивной активации β_1 -адренорецепторов в процессе физических нагрузок. Это, в конечном итоге, повышает жизнеспособность кардиомиоцитов, а также вызывает физиологическую гипертрофию миокарда и повышает производительность сердца как насоса. Одним из доказательств роли ненейронального АХ в происхождении спортивной ваготонии являются данные литературы [3, 37] о росте значений $VLF\%$ с повышением спортивного мастерства. Нами показано, что у спортсмена К.Д. рост $VLF\%$ преимущественно связан с повышением объема тренировочных нагрузок. Это означает, что активация синтеза АХ в кардиомиоцитах, вероятно, происходит при выполнении нагрузок большого объема. С этих позиций, представление ряда авторов [3–5, 7, 38, 39] о том, что мощность VLF -волн отражает участие гуморальных факторов в регуляции деятельности сердечно-сосудистой системы, вероятно, наиболее точно отражает природу VLF -волн.

Что же лежит в основе появления способности кардиомиоцитов синтезировать АХ? Очевидно, что с позиций адаптации организма к нагрузкам, требующим высокой выносливости, т.е. высокой интенсивности ресинтеза аденозинтрифосфата в течение относительно длительного времени, требуется высокий уровень антиоксидантов и факторов, препятствующих апоптозу. Этим свойством и обладает АХ [7, 32–34]. Известно, также, что для синтеза АХ требуется два исходных компонента — холин, образующийся из липидов мембраны и ацетил, образующийся из ацетилкоэнзима А, основным источником которого является цикл Кребса [40]. Известно, что при тренировках на выносливость повышается интенсивность митохондриального биогенеза, т.е. увеличивается сеть митохондрий как в скелетных мышцах, так и в миокарде [41–45]. Это создает условия для по-

стоянного синтеза АХ в кардиомиоцитах, чему, вероятно, способствует и повышение в кардиомиоцитах экспрессии гена холинацетилтрансферазы, участвующей, как известно [31, 33, 34, 40] в синтезе АХ. Таким образом, можно высказать гипотезу, требующую более веских доказательств, о том, что повышение значений TP и, особенно, относительной мощности VLF -волн, т.е. $VLF\%$, характерных для элитных лыжников, отражает становление ненейронального синтеза АХ в кардиомиоцитах.

Третий момент. Наши данные показывают, что при регистрации КИГ в условиях клиностаза, наибольший вклад в общий спектр мощности, т.е. в TP , вносят HF -волны (41.7–47.3% от TP), на втором месте — VLF -волны (27.7–32.6%) и на третьем месте — LF -волны (21.7–24.5%). Очевидно, что в условиях физической нагрузки эта структура TP будет иной и на первом месте окажутся LF -волны, отражающие активность СО АНС, модифицированную барорефлексом.

Четвертый момент. При регистрации КИГ в условиях клиностаза, т.е. в условиях, приближенных к основному обмену, естественно, что активность симпатической системы значительно ниже, чем при физических нагрузках, поэтому изменение абсолютной и относительной мощности LF -волн, выявляемых на протяжении годового цикла лыжника при регистрации клиностатической КИГ, скорее всего, отражает эмоциональное состояние спортсмена, в том числе формирование такой эмоции как тревожность. В целом, это состояние достигает максимума в соревновательном периоде, что косвенно отражается на динамике абсолютной и относительной мощности HF -волн, но не отражается на динамике абсолютной и относительной мощности VLF -волн, которая преимущественно отражает уровень продукции ненейронального АХ кардиомиоцитами.

Пятый момент, имеющий прикладное значение. Можно предположить, что если у лыжника в процессе тренировок на КИГ, зарегистрированной в условиях клиностаза, происходит рост значений TP и $AMHF$ без повышения значений $VLF\%$, то это означает, что влияние ПО АНС на сердце, действительно, возрастает, но еще не происходит активация синтеза ненейронального АХ. Если же одновременно с ростом значений TP и $AMHF$ повышаются значения $VLF\%$, то это говорит о том, что у спортсмена происходит активация синтеза ненейронального АХ в миокарде. Конечно, это предположение требует строгих доказательств, что, скорее всего, можно получить лишь в опытах на животных.

ВЫВОДЫ

1. Многократная регистрация КИГ в условиях клиностаза у элитного лыжника К.Д. на протяжении годового цикла, позволяющая оценить такие показатели ВСП как TP , абсолютная ($мс^2$) и относительная (в процентах к TP) мощности LF -, HF - и VLF -волн, а также фиксация объема тренировочных нагрузок (по длине пути, $V_{км}$, или по их продолжительности, $V_{мин}$) и интенсивности нагрузок (по $ЧСС_{раб}$) выявили, что объем тренировочных нагрузок максимален в подготовительном периоде (21 км/день или 106 мин/день), ниже — в соревновательном периоде (19 км/день или 82 мин/день) и остается на этом уровне в переходном периоде (18 км/день) или даже повышается (105 мин/день). Интенсивность тренировочных нагрузок во все периоды годового цикла равномерна: в подготовительном и соревновательном периодах $ЧСС_{раб}$ составляет 121 уд./мин, а в переходном периоде — 120 уд./мин. С изменением объема тренировочных нагрузок меняются и величины исследуемых показателей ВСП, что более детально отмечено ниже.

2. В подготовительном периоде параллельно с ростом объема тренировочных нагрузок возрастают медианы TP , абсолютной мощности HF -, LF - и VLF -волн, а также относительная мощность VLF -волн, т.е. $VLF\%$. При этом сохраняется на низком уровне относительная мощность LF -волн ($LF\%$), и снижается относительная мощность HF -волн ($HF\%$). Для этого периода установлено, что с повышением объема тренировочных нагрузок ($V_{км}$) возрастают значения $VLF\%$.

3. В соревновательном периоде на фоне стабильно высокого объема тренировочных нагрузок сохраняются на высоком уровне медианы TP , абсолютной мощности HF -, LF - и VLF -волн и медиана $VLF\%$; при этом сохраняется на низком уровне медиана $HF\%$ и возрастает медиана $LF\%$.

4. В переходном периоде с уменьшением объема нагрузок снижаются медианы TP , абсолютной мощности HF -, LF - и VLF -волн, а также уменьшаются медианы $LF\%$ и $VLF\%$ и возрастает медиана $HF\%$.

5. В целом, для годового цикла выявлена прямая зависимость медианы TP от объема нагрузок, $V_{км}$ (чем выше объем, тем выше медиана TP), а также прямая зависимость медианы абсолютной мощности VLF -волн от объема ($V_{км}$) и интенсивности ($N_{ЧСС}$) нагрузки.

6. Сформулирована гипотеза о том, что величины TP , HF -, LF - и VLF -волн, а также $VLF\%$, регистрируемые в условиях клиностаза, отражают влияние ПО АНС на деятельность сердца, причем $VLF\%$, вероятно, отражает интенсивность синтеза кардиомиоцитами ненейронального ацетилхолина, в том время как значения $LF\%$ и $HF\%$ отра-

жают формирование состояния тревожности в связи с предстоящими стартами.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Вятского государственного университета (Киров).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

Вклад авторов в публикацию. Д.А. Катаев — регистрация кардиоинтервалограммы в полевых условиях, анализ ее параметров, написание статьи, анализ литературы; В.И. Циркин — руководитель научной работы, анализ литературы, работа над статьей; Н.С. Завалин — консультация по использованию методов математической статистики; М.А. Морозова — организация приобретения вегетотестера “ВНС-Микро”, благодаря которому проведено исследование и консультация по его использованию; С.И. Трухина, А.Н. Трухин — научное редактирование, оформление статьи и необходимой документации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. MacInnis M.J., Gibala M.J. Physiological adaptations to interval training and the role of exercise intensity // J. Physiol. 2017. V. 595. № 9. P. 2915.
2. D'Souza A., Sharma S., Boyett M.R. CrossTalk opposing view: bradycardia in the trained athlete is attributable to a downregulation of a pacemaker channel in the sinus node // J. Physiol. 2015. V. 593. № 8. P. 1749.
3. Михайлов В.М. Вариабельность ритма сердца (новый взгляд на старую парадигму). Иваново: ООО “Нейрософт”, 2017. 516 с.
4. de Geus E.J.C., Gianaros P.J., Brindle R.C. et al. Should heart rate variability be “corrected” for heart rate? Biological, quantitative, and interpretive considerations // Psychophysiology. 2019. V. 56. № 2. P. e13287.
5. Hayano J., Yuda E. Pitfalls of assessment of autonomic function by heart rate variability // J. Physiol. Anthropol. 2019. V. 38. № 1. P. 3.
6. Catai A.M., Pastre C.M., Godoy M.F. et al. Heart rate variability: are you using it properly? Standardisation check list of procedures // Braz. J. Phys. Ther. 2020. V. 24. № 2. P. 91.
7. Perrone M.A., Volterrani M., Manzi V. et al. Heart rate variability modifications in response to different types of exercise training in athletes // J. Sports. Med. Phys. Fitness. 2021. V. 61. № 10. P. 1411.
8. Schäfer D., Gjerdalen G.F., Solberg E.E. et al. Sex differences in heart rate variability: a longitudinal study in international elite cross-country skiers // Eur. J. Appl. Physiol. 2015. V. 115. № 10. P. 2107.
9. Гаврилова Е.А. Спорт, стресс, вариабельность: монография. М.: Спорт, 2015. 168 с.
10. Шлык Н.И., Лебедев А.С., Вершинина О.С. Оценка качества тренировочного процесса у лыжников-гонщиков и биатлонистов по результатам ежедневных исследований вариабельности сердечного ритма // Наука и спорт: современные тенденции. 2019. Т. 7. № 2. С. 92.
Shlyk N.I., Lebedev A.S., Vershinina O.S. Assessment of training process quality of cross-country skiers and biathletes by the results of the daily researches of heart rate variability // Science and Sport: Current Trends. 2019. V. 7. № 2. P. 92.
11. Schmitt L., Bouthiaux S., Millet G.P. Eleven years' monitoring of the world's most successful male biathlete of the last decade // Int. J. Sports Physiol. Perform. 2020. V. 16. № 6. P. 900.
12. Литвин Ф.Б., Аносов И.П., Асямолов П.О. и др. Сердечный ритм и система микроциркуляции у лыжников в предсоревновательном периоде спортивной подготовки // Вестник Удмуртского университета. Серия Биология. Науки о Земле. 2012. № 1. С. 67.
Litvin F.B., Anosov I.P., Asyamolov P.O. et al. Warm rhythm and system of microcirculation at skiers in the precompetitive period of sports preparation // Bulletin of Udmurt University. Series Biology. Earth Sciences. 2012. № 1. P. 67.
13. Шлык Н.И. Нормативы вариационного размаха кардиоинтервалов в покое и ортостазе при разных типах регуляции у лыжников-гонщиков в тренировочном процессе // Наука и спорт: современные тенденции. 2021. Т. 9. № 4. С. 35.
Shlyk N.I. Standards of the variational range of cardiac intervals at rest and during an orthostatic challenge with different types of regulation in ski racers in the training process // Science and Sport: Current Trends. 2021. V. 9. № 4. P. 35.
14. Fazackerley L.F., Fell J.W., Kitic C.M. The effect of an ultra-endurance running race on heart rate variability // Eur. J. Appl. Physiol. 2019. V. 119. № 9. P. 2001.
15. Pla R., Aubry A., Resseguier N. et al. Training Organization, physiological profile and heart rate variability changes in an open-water world champion // Int. J. Sports. Med. 2019. V. 40. № 8. P. 519.
16. Tønnessen E., Sylta Ø., Haugen T.A. et al. The road to gold: training and peaking characteristics in the year prior to a gold medal endurance performance // PLoS One. 2014. V. 9. № 7. P. e101796.
17. Sandbakk Ø., Holmberg H.C. Physiological capabilities and training regimen of elite cross-country skiers: ap-

- proaching the upper limits of human endurance // *Int. J. Sports. Physiol. Perform.* 2017. V. 12. № 8. P. 1003.
18. Solli G.S., Tønnessen E., Sandbakk Ø. The training characteristics of the world's most successful female cross-country skier // *Front. Physiol.* 2017. V. 8. P. 1069.
 19. Torvik P.Ø., Solli G.S., Sandbakk Ø. Training characteristics of world-class male Long-distance runners // *Front. Sports. Act. Living.* 2021. V. 3. P. 641389.
 20. Баталов А.Г., Бурдина М.Е. Подходы к моделированию индивидуальных целевых систем соревнований лыжниц-гонщиц в периоды подготовки к олимпийским зимним играм и чемпионатам мира / Материалы Всероссийской научно-практической конференции "Актуальные вопросы подготовки лыжников-гонщиков высокой квалификации" 17–20 мая 2011 г. Смоленск: СГАФКСТ, 2001. С. 21.
 21. Грушин А.А. Спортивная подготовка высококвалифицированных лыжниц-гонщиц на стадии максимальной реализации спортивных достижений / Учебное пособие для самостоятельной работы студентов. М.: Физическая культура, 2014. 106 с.
 22. Ландырь А.П., Ачкасов Е.Е. Мониторинг частоты сердечных сокращений в управлении тренировочным процессом в физической культуре и спорте. М.: Спорт, 2018. С. 54.
 23. Stöggl T.L., Hertlein M., Brunauer R. et al. Pacing, exercise intensity, and technique by performance level in long-distance cross-country skiing // *Front. Physiol.* 2020. V. 11. P. 17.
 24. Seiler S. What is best practice for training intensity and duration distribution in endurance athletes? // *Int. J. Sports. Physiol. Perform.* 2010. V. 5. № 3. P. 276.
 25. West S.W., Clubb J., Torres-Ronda L. et al. More than a metric: how training load is used in elite sport for athlete management // *Int. J. Sports. Med.* 2021. V. 42. № 4. P. 300.
 26. Calbet J.A., Jensen-Urstad M., van Hall G. et al. Maximal muscular vascular conductances during whole body upright exercise in humans // *J. Physiol.* 2004. V. 558. № 1. P. 319.
 27. Martin S.A., Hadmaş R.M. Individual adaptation in cross-country skiing based on tracking during training conditions // *Sports (Basel)*. 2019. V. 7. № 9. P. 211.
 28. Tønnessen E., Hisdal J., Ronnestad B.R. Influence of interval training frequency on time-trial performance in elite endurance athletes // *Int. J. Environ. Res. Public. Health*. 2020. V. 17. № 9. P. 3190.
 29. Стентон Г. Медико-биологическая статистика / Пер. с англ. М.: Практика, 1998. 459 с.
 30. Викулов А.Д., Бочаров М.В., Каунина Д.В., Бойков В.Л. Регуляция сердечной деятельности у спортсменов высокой квалификации // *Вестник спортивной науки*. 2017. № 2. С. 31.
Vikulov A.D., Bocharov M.V., Kaunina D.V., Boykov V.L. [Regulation of cardiac activity in highly qualified athletes] // *Vestnik Sportivnoy Nauki*. 2017. № 2. P. 31.
 31. Kučera M., Hrabovská A. [Cholinergic system of the heart] // *Ceska Slov. Farm.* 2015. V. 64. № 6. P. 254.
 32. Lewartowski B., Mackiewicz U. The non-neuronal heart's acetylcholine in health and disease // *J. Physiol. Pharmacol.* 2015. V. 66. № 6. P. 773.
 33. Roy A., Dakroub M., Tezini G.C. et al. Cardiac acetylcholine inhibits ventricular remodeling and dysfunction under pathologic conditions // *FASEB J.* 2016. V. 30. № 2. P. 688.
 34. Saw E.L., Kakinuma Y., Fronius M., Katare R. The non-neuronal cholinergic system in the heart: A comprehensive review // *J. Mol. Cell. Cardiol.* 2018. V. 125. P. 129.
 35. Kakinuma Y. Characteristic effects of the cardiac non-neuronal acetylcholine system augmentation on brain functions // *Int. J. Mol. Sci.* 2021. V. 22. № 2. P. 545.
 36. Bader S., Klein J., Diener M. Choline acetyltransferase and organic cation transporters are responsible for synthesis and propionate-induced release of acetylcholine in colon epithelium // *Eur. J. Pharmacol.* 2014. V. 733. P. 23.
 37. Kim G.-M., Woo J.-M. Determinants for Heart Rate Variability in a Normal Korean Population // *J. Korean Med. Sci.* 2011. V. 26. № 10. P. 1293.
 38. Takabatake N., Nakamura H., Minamihaba O. et al. A novel pathophysiological phenomenon in cachectic patient with chronic obstructive pulmonary disease: the relationship between the circadian rhythm of circulation leptin and very low frequency component of heart rate variability // *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2001. V. 163. № 6. P. 1314.
 39. Воронина Г.А., Ефремова Р.И. Особенности вариабельности сердечного ритма юных лыжников в зависимости от периода спортивной подготовки / Вариабельность сердечного ритма: Теоретические аспекты и практическое применение // Материалы V Всерос. симпозиума с междунар. участием, Ижевск, 26–28 октября 2011 г. Ижевск: УдГУ, 2011. С. 235.
 40. Циркин В.И., Трухин А.Н., Трухина С.И. Холин- и моноаминергические трансмиссерные системы в норме и патологии. Киров: ВятГУ, 2020. 292 с.
 41. MacInnis M.J., Gibala M.J. Physiological adaptations to interval training and the role of exercise intensity // *J. Physiol.* 2017. V. 595. № 9. P. 2915.
 42. Chen C.C.W., Erlich A.T., Hood D.A. Role of Parkin and endurance training on mitochondrial turnover in skeletal muscle // *Skelet. Muscle*. 2018. V. 8. № 1. P. 10.
 43. Granata C., Jamnick N.A., Bishop D.J. Principles of exercise prescription, and how they influence exercise-induced changes of transcription factors and other regulators of mitochondrial biogenesis // *Sports. Med.* 2018. V. 48. № 7. P. 1541.
 44. Cheng A.J., Jude B., Lanner J.T. Intramuscular mechanisms of overtraining // *Redox. Biol.* 2020. V. 35. P. 101480.
 45. Mesquita P.H.C., Vann C.G., Phillips S.V. et al. Skeletal muscle ribosome and mitochondrial biogenesis in response to different exercise training modalities // *Front. Physiol.* 2021. V. 12. P. 725866.

Dynamics of TP, HF-, LF- and VLF- Waves of the Cardiointervalogram (in Clinostasis Conditions) of an Elite Ski Racer in the Preparatory, Competitive and Transitional Periods, Depending on the Volume and Intensity of Training Loads

**D. A. Kataev^{a, b, *}, V. I. Tsirkin^{c, **}, N. S. Zavalin^d, M. A. Morozova^a,
A. N. Trukhin^a, S. I. Trukhina^{a, ***}**

^a*Vyatka State University, Kirov, Russia*

^b*Federation of Cross-Country Skiing of the Republic of Tatarstan, Kazan, Russia*

^c*Kazan State Medical University, Kazan, Russia*

^d*Kirov State Medical University, Kirov, Russia*

^{*}*E-mail: den.cataev2014@yandex.ru*

^{**}*E-mail: esbartsirkin@list.ru*

^{***}*E-mail: trukhinasvetlana@yandex.ru*

In order to study the mechanisms of adaptation to loads requiring high endurance, the 27-year-old master of Sports of Russia in cross-country skiing repeatedly recorded a cardiointervalogram (CIG) under clinostasis conditions, estimating TP, absolute power (mc^2) of LF-, HF- and VLF-waves and the relative (as a percentage of TP) power of these waves, i.e. LF%, HF% and VLF%. They were compared with the volume (V_{km} , V_{min}) and intensity (N_{hr}) of training loads. The volume of loads was maximum in the preparatory period (21 km/day) and it is minimal in the transition period (18 km/day), and their intensity throughout the annual cycle was stable (working pulse – 120–121 beats/min). With the change in the volume of loads, the values of the KIG indicators also changed. So, in the preparatory period, the medians of TP, the power of HF-, LF- and VLF-waves, as well as VLF% increase; in this period, with an increase in the volume of loads (V_{km}), the values of VLF% increase. In the competitive period, the medians of TP, the power of HF-, LF- and VLF-waves and VLF% remain at a high level. In the transition period, the median of TP, the power HF-, LF- and VLF-waves, as well as LF% and VLF%, but the median of HF% increases. For the annual cycle, a direct dependence of the median of TP on the volume of loads (V_{km}) and the median power of VLF waves on the volume (V_{km}) and intensity (N_{hr}) of the load was revealed. It is postulated that the values of TP, HF-, LF-, and VLF-waves, as well as VLF% (in clinostasis) reflect the influence of the Cholinergic system on the heart, while VLF% probably reflects the intensity of synthesis of non-neuronal heart's acetylcholine, and the values of LF% and HF% reflect the formation of anxiety in connection with upcoming starts.

Keywords: cross-country skiing, adaptation to physical exertion, autonomous nervous system, heart rate variability, total spectrum power, absolute and relative power of HF-, LF- and VLF-waves, periods of the annual cycle of skiers.

УДК [612.512+577.121]:796.92

ЭНЕРГОТРАТЫ В ПОКОЕ И ПРИ НАГРУЗКЕ СУБМАКСИМАЛЬНОЙ МОЩНОСТИ: НОВЫЕ ПОДХОДЫ К ОЦЕНКЕ ФИЗИЧЕСКОЙ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ЛЫЖНИКОВ-ГОНЩИКОВ

© 2023 г. Е. А. Бушманова¹, *, А. Ю. Людина¹, **

¹Институт физиологии ФИЦ Коми НЦ УрО РАН, Республика Коми, Сыктывкар, Россия

*E-mail: katerinabushmanova@mail.ru

**E-mail: salu_06@inbox.ru

Поступила в редакцию 16.01.2023 г.

После доработки 07.03.2023 г.

Принята к публикации 10.05.2023 г.

Цель данного исследования заключалась в анализе энерготрат покоя (ЭТП) и энерготрат при субмаксимальной физической нагрузке у спортсменов. Проведен ретроспективный анализ данных с 2014 по 2020 гг. среди лыжников-гонщиков. По результатам тестирования в зависимости от способности преодолеть порог анаэробного обмена (ПАНО) спортсмены ($n = 136$) были разделены на две группы: I – завершили тест до ПАНО, II – выполнили тест “до отказа”. В исследование включены полученные данные только до ПАНО для корректного сравнения результатов. В I группе ЭТП составили 2058.5 ± 220.5 ккал/сут, в II группе – 2023.1 ± 216.4 ккал/сут ($p = 0.481$) при достоверном различии дыхательного коэффициента ($p < 0.000$). В структуре ЭТП вклад жиров и углеводов (Угл) в I группе составил 69 и 31%, в II группе – 48 ($p = 0.021$) и 52% ($p < 0.000$) соответственно. Выявлены корреляционные связи между фоновым потреблением кислорода и ЭТП, а также скоростью окисления жиров и Угл в состоянии покоя. При этом между группами различалось потребление кислорода на ПАНО ($p < 0.000$) и относительное значение максимального потребления кислорода (МПК) ($p < 0.05$). Энерготраты до ПАНО составили 135.9 ± 31.2 и 134.0 ± 23.4 ккал ($p = 0.399$) для I и II групп. Количество жиров и Угл, потраченное за тест до ПАНО, в группе I составило 6.3 ± 2.0 и 20.7 ± 4.4 г, в группе II – 7.1 ± 1.7 ($p < 0.05$) и 15.8 ± 5.9 ($p < 0.000$) г. Данное исследование показало, что соотношение жиров и Угл в структуре ЭТП 1 : 1 является более информативным маркером физической работоспособности, чем количественная оценка энерготрат. Сниженное значение потребления кислорода на ПАНО более чем на 20% относительно МПК может свидетельствовать об экономизации функциональных резервов и возможности организма выполнять физическую нагрузку в течение длительного времени, в том числе и в анаэробном режиме. У спортсменов, выполнивших тестирование “до отказа”, в структуре энерготрат при физической нагрузке субмаксимальной мощности происходит экономизация Угл на фоне активного использования жиров. Именно поэтому в изучение функционального состояния спортсменов следует активно вовлекать сочетанную оценку показателей физической работоспособности и энерготрат с учетом вклада Угл и жиров.

Ключевые слова: энерготраты покоя, энерготраты физической нагрузки, субмаксимальная нагрузка, физическая работоспособность, вклад жиров и углеводов, выносливые спортсмены, лыжники-гонщики.

DOI: 10.31857/S0131164623600015, EDN: XOMIOG

В структуре энерготрат (ЭТ) человека выделяют три основных компонента: энерготраты покоя (ЭТП) (~60–70%), пищевой термогенез (~10%) и энерготраты, связанные с физической активностью (ЭТФА) (~20–40%) [1–4]. У спортсменов процентное соотношение компонентов ЭТ изменяется в силу специфики спортивной деятельности и проявляется в снижении ЭТП до 50% [1, 5] в основном за счет увеличения ЭТФА, которые могут достигать 75–80% [3]. Поскольку ЭТП вносят основной вклад в ЭТ, измерение и интер-

претация ЭТП являются важной составляющей эффективного тренировочного процесса [6]. Известно, что ЭТФА являются наиболее изменчивым компонентом, который варьируется в зависимости от пола, возраста, особенностей вида спорта, тренировочного этапа, продолжительности и интенсивности физической нагрузки (ФН) [6–8].

Для оценки уровня физической работоспособности (ФР) и готовности спортсменов к соревновательным нагрузкам используют тесты с максимальной или субмаксимальной мощностью

Таблица 1. Антропометрические и физиологические показатели обследуемых лыжников-гонщиков ($M \pm SD$)

Показатель	Группа I ($n = 28$)	Группа II ($n = 108$)
Возраст, лет	21.4 ± 5.4	20.9 ± 4.7
Рост, см	177.6 ± 4.6	177.2 ± 5.4
Масса тела, кг	71.1 ± 5.3	70.2 ± 5.8
Индекс массы тела, $\text{кг}/\text{м}^2$	22.5 ± 1.2	22.3 ± 1.5
Доля жира, %	12.0 ± 3.9	$9.9 \pm 4.0^*$
МПК, л/мин	4.1 ± 0.5	4.3 ± 0.5
МПК/кг, мл/мин/кг	57.9 ± 6.7	$61.2 \pm 5.9^*$
RWC 170, Вт	284.1 ± 42.2	283.8 ± 46.7
$ЧСС_{\max}$, уд./мин	173.1 ± 17.0	$183.1 \pm 10.2^*$

Примечание: * – установлены статистически значимые отличия ($p < 0.05$). МПК – максимальное потребление кислорода, $ЧСС_{\max}$ – максимальная частота сердечных сокращений. Группа I – спортсмены, которые завершили тест до порога анаэробного обмена (ПАНО), группа II – спортсмены, которые выполнили тест “до отказа”, перешли ПАНО.

нагрузки. К информативным показателям ФР относят: максимальное потребление кислорода (МПК), потребление кислорода на пороге анаэробного обмена (ПК ПАНО) и мощность выполненной нагрузки, которые имеют высокую степень корреляции с результативностью [2].

Однако большинство исследователей, оценивающих ФР и аэробную работоспособность (АР), ориентируются только на величину МПК. Ранее было показано, что в качестве перспективного надежного маркера АР можно использовать показатель максимальной скорости окисления жира ($СОЖ_{\max}$) [9, 10]. Так же ключевым параметром аэробных возможностей организма считается уровень порога анаэробного обмена (ПАНО), по которому можно оценить переключение энергетического обмена и уровень подготовленности спортсмена. При ступенчато возрастающей ФН субмаксимальной мощности предиктором переключения энергетического обмена с аэробного на анаэробный также является индивидуальная пороговая мощность ФН. Переход в анаэробную зону характеризуется развитием метаболического ацидоза на фоне кислородного долга, что отражается на физиологических показателях и, вероятно, на значениях ЭТ.

В доступной литературе нами найдены показатели, взаимосвязанные с ЭТФА у здоровых мужчин, такие как частота сердечных сокращений ($ЧСС$), масса тела, пол, возраст, интенсивность ФН и индекс массы тела (ИМТ) [11]. Наиболее значимыми из них у элитных спортсменов являются масса тела, безжировая масса тела (БМТ) [11, 12]. Однако, практически отсутствуют данные о том, как соотносятся ЭТ и вклад основных энергетических макронутриентов (жиров и углеводов) с валидными показателями ФР у спортсменов, тренирующих выносливость. Поэтому целью настоящего исследования был анализ энер-

готрат покоя и энерготрат при субмаксимальной физической нагрузке в зависимости от способности высококвалифицированных лыжников-гонщиков преодолеть ПАНО.

МЕТОДИКА

В настоящем исследовании ретроспективно проанализировали данные подготовительной фазы тренировочного цикла (июнь, июль, август, сентябрь), собранные в период с 2014 по 2020 гг., среди спортсменов мужчин, занимающихся циклическим видом спорта – лыжные гонки (табл. 1). Все спортсмены являлись членами сборной команды Республики Коми по лыжным гонкам, часть из которых входит в сборную России. Спортивная квалификация спортсменов – мастера спорта международного класса (МСМК, 2%), мастера спорта (МС, 50%), кандидаты в мастера спорта (КМС, 23%) и перворазрядники (25%).

Исходная группа спортсменов ($n = 136$) была поделена в зависимости от способности спортсменов преодолеть ПАНО по результатам тестирования на две группы (рис. 1): I ($n = 28$) – спортсмены, которые завершили тест только до ПАНО, II ($n = 108$) – спортсмены, которые выполнили тест “до отказа”, перешли ПАНО. Для корректного сравнения полученных результатов среди групп в исследование включали данные до ПАНО по группе II. Остановка теста в случае группы I была связана с отказом спортсмена от продолжения пробы или с невозможностью удерживать спортсменом скорость педалирования. Разделение по спортивной квалификации в группах было равнозначным.

В данное исследование не были включены спортсмены, которые завершили велоэргометрическое тестирование по иным клиническим (снижение или повышение артериального давления, выраженное тахипноэ или диспноэ, симптомы со

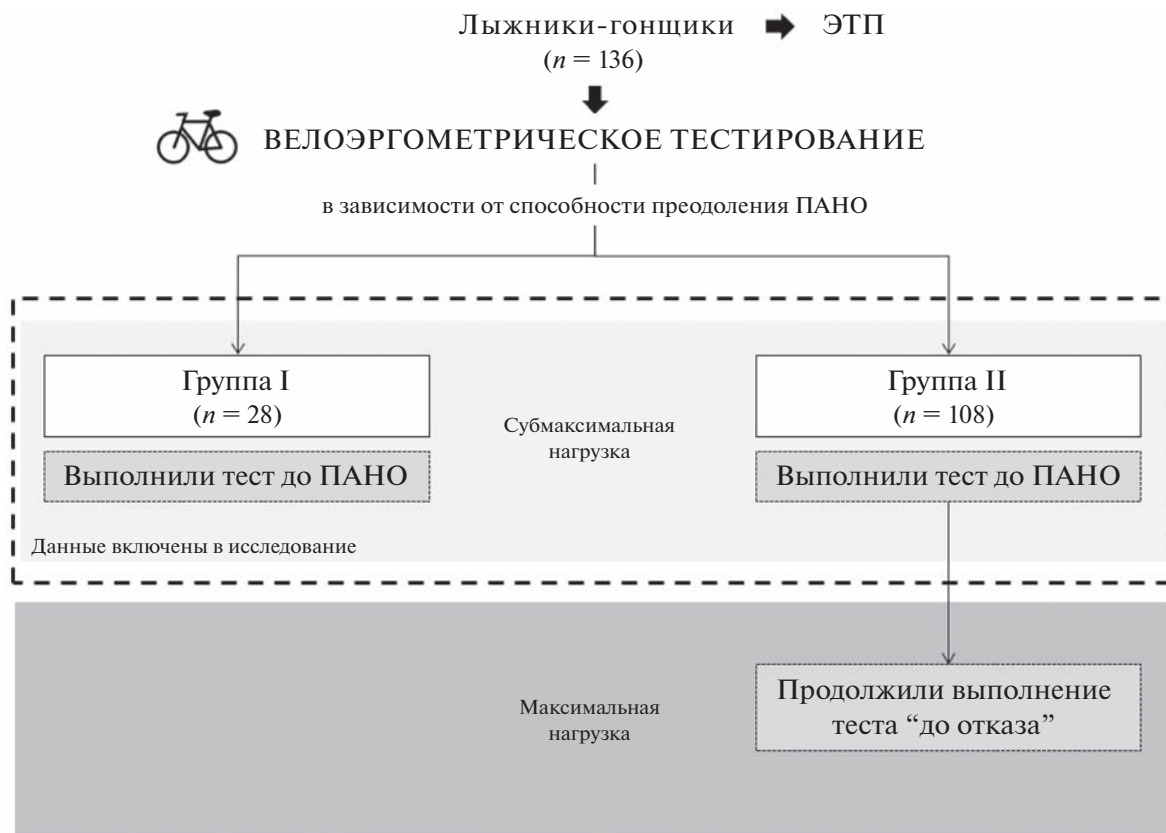


Рис. 1. Дизайн исследования.
ЭТП – энерготраты покоя, ПАНО – порог анаэробного обмена.

стороны центральной нервной системы, такие как нарушение координации движений, головокружение, бледность, тошнота) и электрокардиографическим причинам.

Критериями допуска к исследованию являлись возраст (от 18 до 33 лет) и отсутствие вредных привычек, острых и хронических заболеваний, признаков ОРВИ. Все лыжники находились под руководством тренера и следовали спортивным режимам тренировок, характерным для их соответствующего вида спорта [13].

Энерготраты покоя (ЭТП). Исследование ЭТП проводили методом не прямой калориметрии с помощью эргоспирометрической системы “Oxycon Pro” (Jaeger, Германия) с регистрацией концентрации потребляемого O_2 , выдыхаемого CO_2 , дыхательного коэффициента (ДК), а также определением скорости окисления метаболических субстратов (углеводов, жиров) с помощью индивидуальной лицевой маски.

Участникам накануне исследования было рекомендовано ограничить тяжелые ФН и поздний ужин, а также воздержаться от кофеина. Исследование проводили утром, после 8-часового сна и стандартизированного низкокалорийного углеводного завтрака [14], в состоянии полного физи-

ческого покоя и отсутствия каких-либо внешних раздражителей в полутемной тихой комнате при комфортной температуре ($23^{\circ}C$). Обследуемого помещали на кушетку, предварительно закрепив на его лице маску. Затем, участникам давали время для адаптации (10 мин), чтобы успокоиться и освоиться. После нормализации значений ДК ($0.8-0.86$), проводили измерение в течение 10–15 мин.

Энерготраты во время велоэргометрического тестирования. Участники выполняли тест со ступенчато увеличивающейся нагрузкой на велоэргометре (Ergoline, Германия) для определения ЭТ, МПК, ДК, ЧСС методом не прямой калориметрии (Oxycon Pro, Jaeger, Германия), как было описано ранее [15]. Вентиляционные параметры усреднялись каждые 15 с. Процедура тестирования включала этапы: покой сидя (2 мин), педалирование без нагрузки (1 мин) и затем ступенчато увеличивающаяся нагрузка (начиная со 120 Вт с шагом 40 Вт каждые 2 мин). Скорость вращения педалей поддерживали на уровне 60 оборотов в минуту. Критериями достижения МПК являлись прекращение прироста показателей потребляемого кислорода, резкое увеличение легочной вен-

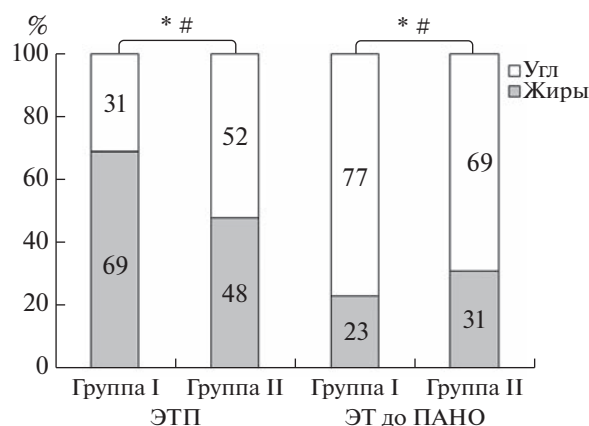


Рис. 2. Относительный вклад основных энергетических субстратов в энерготраты покоя (ЭТП) и энерготраты до порога анаэробного обмена (ПАНО) среди обследуемых групп спортсменов.

ЭТ до ПАНО – энерготраты в тесте до порога анаэробного обмена; Угл – углеводы; установлены статистически значимые отличия между группами: * – $p < 0.05$ по жирам, # – $p < 0.001$ по углеводам. Группа I – спортсмены, которые завершили тест до ПАНО, группа II – спортсмены, которые выполнили тест “до отказа”, перешли ПАНО.

тиляции и ДК. Переход в анаэробную зону регистрировали по значению ДК выше 1.02.

Вклад макронутриентов в энерготраты. Процентный вклад макронутриентов в ЭТП рассчитывали по уравнению [16]:

$$\% \text{ Жиров} = ((1 - \text{ДК}) / 0.29) \times 100, \quad (1)$$

$$\% \text{ Углеводов} = ((\text{ДК} - 0.71) / 0.29) \times 100. \quad (2)$$

Оценка ЭТ и расхода макронутриентов во время велоэргометрического тестирования и их процентный вклад производили с помощью разработанной нами программы “Оценка энерготрат и вклада макронутриентов в физическую работоспособность в тесте “до отказа” на системе *Oxycan Pro*” (№ ГР2022613491 от 21.03.2022).

Статистические методы исследования. Данные были обработаны в программе *Statistica* (версия 12.6, *StatSoft Inc*, 2015). Результаты представлены в

виде $M \pm SD$. Значимость различий между показателями оценивали с помощью непараметрического критерия Манна-Уитни. Корреляционный анализ проводили при помощи коэффициента ранговой корреляции Спирмена. Различия считали статистически значимыми при $p < 0.05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Значения ЭТП в двух группах значимо не отличались ($p = 0.481$) при достоверном различии ДК ($p < 0.001$). В I группе ЭТП составили 2058.5 ± 220.5 ккал/сут (ДК = 0.80), в II группе были 2023.1 ± 216.4 ккал/сут (ДК = 0.86). В структуре ЭТП обнаружено значимое уменьшение доли жиров 69 против 48% ($p = 0.021$) и увеличение доли Угл 31 против 52% ($p < 0.000$) при сравнении групп (рис. 2). В структуре ЭТ теста до ПАНО отмечено достоверное увеличение доли жиров, 23 против 31% ($p < 0.05$) и снижение доли Угл 77 против 69% ($p < 0.000$) при сравнении групп.

У двух групп $VO_{2\text{фон}}$ значимо не отличалось ($p = 0.754$) и составило в I группе – 0.44 ± 0.0 л, в II группе – 0.47 ± 0.3 л. При этом выявлены корреляционные связи между $VO_{2\text{фон}}$ и ЭТП, а также скоростью окисления Угл и жиров в состоянии покоя (табл. 2).

Средняя выходная мощность (*PWC 170*) составила 287.1 ± 42.2 и 287.80 ± 46.7 Вт для I и II групп соответственно ($p = 0.946$). При этом различалось ПК ПАНО ($p < 0.000$), которое для I группы было 4.0 ± 0.5 л, для II группы – 3.4 ± 0.6 л. Значимых отличий в абсолютных значениях МПК не было обнаружено ($p = 0.094$) и составило 4.1 ± 0.5 и 4.3 ± 0.5 л для I и II групп соответственно, при этом относительные значения МПК в I группе (57.9 ± 6.7 мл/мин/кг) и II группе (61.2 ± 5.9 мл/мин/кг) достоверно отличались ($p < 0.05$).

Для корректного сравнения ЭТ во время тестирования в II группе также проведен анализ ЭТ до ПАНО (табл. 3), который не показал значимых отличий между группами ($p = 0.399$), при этом расход основных макронутриентов за тест значимо отличался.

Таблица 2. Корреляционные взаимосвязи между фоновым потреблением кислорода и показателями энергообмена в покое

Показатель	Группа I (n = 28)	Группа II (n = 108)
	$VO_{2\text{фон}}$	
ЭТП, ккал/сут	$p = 0.015$; $R_s = 0.4$	$p = 0.000$; $R_s = 0.4$
СОЖ, г/мин	$p = 0.037$; $R_s = 0.4$	$p = 0.010$; $R_s = 0.2$
СОУгл, г/мин	$p = 0.010$; $R_s = -0.2$	$p = 0.008$; $R_s = 0.2$

Примечание: ЭТП – энерготраты покоя; СОЖ – скорость окисления жиров; СОУгл – скорость окисления углеводов, $VO_{2\text{фон}}$ – фоновое потребление кислорода. Группа I – спортсмены, которые завершили тест до порога анаэробного обмена (ПАНО), группа II – спортсмены, которые выполнили тест “до отказа”, перешли ПАНО.

Таблица 3. Энерготраты обследуемых лыжников-гонщиков во время велоэргометрического теста у обеих групп до порога анаэробного обмена (ПАНО) ($M \pm SD$)

Показатель	Группа I ($n = 28$)	Группа II ($n = 108$)
Энерготраты до ПАНО, ккал	135.9 ± 31.2	134.0 ± 23.4
Жиры, г	6.3 ± 2.0	$7.1 \pm 1.7^*$
Углеводы, г	20.7 ± 4.4	$15.8 \pm 5.9^{***}$

Примечание: * — $p < 0.05$; *** — $p < 0.001$. Группа I — спортсмены, которые завершили тест до ПАНО, группа II — спортсмены, которые выполнили тест “до отказа”, перешли ПАНО.

Таблица 4. Корреляционные взаимосвязи между энерготратами за тест до порога анаэробного обмена (ПАНО) и функциональными показателями физической работоспособности

Показатель	Группа I ($n = 25$)	Группа II ($n = 112$)
	энерготраты за тест, ккал	
МПК, л/мин	$p = 0.000$; $R_s = 0.9$	$p = 0.000$; $R_s = 0.8$
МПК/кг, мл/мин/кг	$p = 0.002$; $R_s = 0.6$	$p = 0.000$; $R_s = 0.6$
ПК ПАНО, л	$p = 0.000$; $R_s = 0.9$	$p = 0.000$; $R_s = 0.4$
Ватт-Пульс ПАНО, Вт	$p = 0.004$; $R_s = 0.5$	$p = 0.000$; $R_s = 0.5$
RWC 170, Вт	$p = 0.005$; $R_s = 0.5$	$p = 0.000$; $R_s = 0.7$

Примечание: МПК — максимальное потребление кислорода; ПК ПАНО — потребление кислорода на пороге анаэробного обмена. Группа I — спортсмены, которые завершили тест до ПАНО, группа II — спортсмены, которые выполнили тест “до отказа”, перешли ПАНО.

Для определения взаимосвязи между показателями ФР и ЭТ за велоэргометрическое тестирование до ПАНО был проведен корреляционный анализ (табл. 4), который показал значимые связи между ЭТ за тест и МПК, ПК ПАНО, Ватт-Пульс ПАНО и RWC 170 у обеих групп обследуемых.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В данной статье мы анализировали ЭТП и ЭТ во время субмаксимальной физической нагрузки у высококвалифицированных лыжников-гонщиков.

Разделение исходной группы спортсменов по результатам тестирования в зависимости от способности спортсменов преодолеть ПАНО не выявило значимых отличий в ЭТП, однако вклад жиров и Угл в структуру ЭТП отличался между группами (рис. 2). Сниженный ДК в I группе свидетельствует о том, что большая часть энергии в покое вырабатывается за счет окисления жиров [17], активное использование которых с целью энергообеспечения организма позволяет “экономить” лимитированный гликоген [17, 18], вероятно, да-

же в состоянии покоя. Показано, что среднее значение ДК в состоянии покоя, равное 0.82, отражает тот факт, что организм получает более половины энергии при окислении жирных кислот (ЖК), а остающуюся часть из глюкозы. При этом в состоянии покоя количество ЖК, высвобождаемых из жировой ткани в плазму, обычно превышает их скорость окисления и одна часть потока ЖК окисляется для получения энергии, а оставшаяся — повторно этерифицируется в триглицериды в печени [19]. В II группе, которую можно охарактеризовать как более выносливую по физической подготовленности в сравнении с I группой, процентное соотношение Угл и жиров в структуре ЭТП приближалось 1 : 1. Ранее нами было показано, что выносливые лыжники-гонщики имеют примерно равный процентный вклад Угл и жиров в ЭТП [20]. Учитывая вышеизложенное, соотношение этих макронутриентов примерно равное 1 : 1 в структуре ЭТП может стать маркером высокой ФР спортсменов, однако для этого необходимо проведение дальнейших исследований.

Окисление энергетических субстратов и соответственно вариabельность ЭТП напрямую взаи-

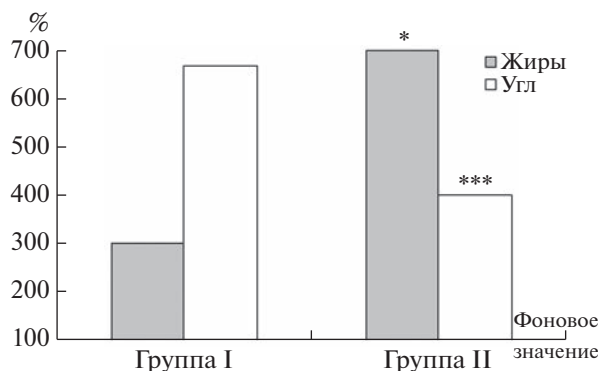


Рис. 3. Процент изменения вклада жиров и углеводов в энерготраты после выполнения нагрузки относительно состояния покоя в двух исследованных группах.

Угл — углеводы; установлены статистически значимые отличия между группами: * — $p < 0.05$, *** — $p < 0.00$. Группа I — спортсмены, которые завершили тест до порога анаэробного обмена (ПАНО), группа II — спортсмены, которые выполнили тест «до отказа», перешли ПАНО.

мосвязаны с потреблением кислорода (ПК), что подтверждают обнаруженные нами корреляционные связи (табл. 2). Однако, в I группе $VO_{2\text{фон}}$ отрицательно коррелирует с $CO_{\text{Угл}}$, что, вероятно, объясняется повышенным запросом в кислороде на процессы окисления жиров, которые вносят больший вклад в ЭТП или экономизацией Угл даже в состоянии покоя у спортсменов I группы.

При ФН увеличение интенсивности работы приводит к росту ПК, и как следствие к повышенному запросу энергии в виде аденозинтрифосфорной кислоты (АТФ), которая может поставляться через аэробный и анаэробный метаболические пути, выбор которого напрямую зависит от степени тренированности организма, интенсивности и длительности ФН [19]. Когда мощность внешней работы превышает возможности аэробного механизма энергообеспечения, то начинают использоваться анаэробные источники, а именно анаэробный гликолиз, который ведет к образованию лактата и ионов водорода, и алактатный механизм, связанный с использованием энергии молекул АТФ [9]. Поэтому для нагрузок субмаксимальной мощности утомление, прежде всего, связано с кислородно-транспортной системой из-за недостаточного снабжения мышц кислородом [9].

При субмаксимальной ФН (до ПАНО) по сравнению с фоновыми показателями макронутриентов (рис. 3) в I группе идет переключение субстратного энергообеспечения с жирового на углеводный, при этом доля Угл возрастает в 6.7 раз относительно фона. Вероятно, именно поэтому спортсмены I группы способны выполнить тест только до ПАНО, поскольку при аэробных на-

грузках одним из главных механизмов утомления является расходование мышечного гликогена, лимитирующего работоспособность. Напротив, в II группе в энергообеспечение субмаксимальной ФН до ПАНО включаются жиры, доля которых увеличивается в 7 раз относительно фоновых значений, что позволяет отодвигать момент истощения лимитированного гликогена, и как следствие, повышать продолжительность выполнения ФН [19]. Следует отметить важный факт (табл. 1), что у спортсменов II группы значимо меньший процент жира в составе тела по сравнению с группой I (соответственно, 12 и 10%), хотя оба показателя находятся в пределах нормативных значений, соответствующих лыжным гонкам. Можно предположить, что значительное увеличение вклада жиров в ЭТ субмаксимальной ФН до ПАНО у спортсменов II группы обусловлено более высокой скоростью их утилизации, что отражено ранее в работе [10]. Также в пользу высокой скорости окисления жиров у наиболее выносливых спортсменов свидетельствует более низкое содержание жира в их организме, несмотря на избыточное потребление жиров на фоне дефицита углеводного компонента в питании лыжников-гонщиков [15].

Показано, что у элитных спортсменов, тренирующихся на выносливость, хорошо выражен мышечный митохондриальный ретикулум, что обуславливает метаболическую гибкость организма — способность переключаться между окислением липидов и Угл (рис. 3) в зависимости от потребности в энергии и доступности субстрата при ФН [21, 22]. Спортсмен во время аэробной нагрузки получает относительно больше энергии за счет окисления жиров и соответственно меньше за счет окисления Угл по сравнению с нетренированными лицами. Такой субстратный энергетический сдвиг в сторону преимущественного использования жиров может быть обозначен как «жировой сдвиг» (или активизация метаболизма липидов), который позволяет элитным спортсменам экономичнее расходовать мышечный гликоген и тем самым отодвигать момент его истощения, а, следовательно, повышать продолжительность выполнения нагрузки и развивать выносливость [23, 24].

Установлено, что в большей степени жиры окисляются при ФН низкой и умеренной интенсивности, а Угл окисляются в основном при высокой, однако вклад окисления жиров в общий расход энергии во время ФН при МПК выше 85% обычно игнорируется [10, 25]. Измерение концентрации лактата в крови и $CO_{J_{\text{max}}}$ являются косвенными методами оценки метаболической гибкости, работы митохондрий и окислительной способности организма во время ФН [26]. Показано, что лактат может выступать в качестве энергетического субстрата для миокарда во время ФН

[27], при этом доминирующим энергетическим субстратом мышц у высококвалифицированных спортсменов являются жиры, по сравнению с малотренированными людьми, у которых преобладает Угл-зависимое энергообеспечение [26].

Показатели физической и аэробной работоспособности коррелируют с ЭТ за тест (табл. 3). Уже установлено, что МПК является одним из предикторов работоспособности у тренирующихся на выносливость спортсменов [9, 28]. Наши результаты показали, что абсолютные значения МПК между группами не отличались, однако ПК ПАНО было значительно выше в I группе. Можно полагать, что достоверно сниженное ПК ПАНО на 20% относительно МПК в II группе может свидетельствовать об экономизации функциональных резервов и возможности организма выполнять ФН в течение длительного времени, в том числе и в анаэробном режиме. Выявленные взаимосвязи между ЭТ и основными показателями физической и аэробной работоспособности могут быть активно использованы в оценке функционального состояния и результативности высококвалифицированных спортсменов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Соотношение жиров и Угл, приближающееся к 1 : 1 в структуре ЭТП, у спортсменов, тренирующихся на выносливость и способных выполнять максимальную ФН, может стать перспективным маркером высокой ФР спортсменов при прогнозировании результативности. Сниженное значение ПК ПАНО более чем на 20% относительно МПК может свидетельствовать об экономизации функциональных резервов и возможности организма выполнять ФН в течение длительного времени, в том числе и в анаэробном режиме. У спортсменов, выполнивших тестирование “до отказа”, в структуре ЭТ при ФН субмаксимальной мощности происходит экономизация углеводов на фоне активного использования жиров. Именно поэтому сочетанную оценку ЭТ с учетом вклада энергетических субстратов, показателей физической и аэробной работоспособности следует активно вовлекать в изучение ФР высококвалифицированных спортсменов.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным этическим комитетом Института физиологии ФИЦ Коми НЦ УрО РАН от 28.12.2022 г. (Сыктывкар).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных

рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа выполнена за счет средств субсидии на выполнение Государственного задания № ГР1021051201877-3-3.1.8 (2022–2026).

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

Вклад авторов в публикацию. Е.А. Бушманова — существенный вклад в концепцию работы, сбор, обработка и анализ данных, написание текста рукописи. А.Ю. Людина — разработка и координация исследования, критический пересмотр текста рукописи, утверждение окончательного варианта статьи для публикации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Levine J.A. Measurement of energy expenditure // Public Health Nutr. 2005. V. 8. № 7A. P. 1123.
2. Westerterp K.R. Physical activity and physical activity induced energy expenditure in humans: measurement, determinants, and effects // Front. Physiol. 2013. V. 4. P. 90.
3. Redondo R.B. Resting energy expenditure; assessment methods and applications // Nutr. Hosp. 2015. V. 31. Supl. 3. P. 245.
4. MacLean P.S., Bergouignan A., Cornier M.-A., Jackman M.R. Biology's response to dieting: the impetus for weight regain // Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol. 2011. V. 301. № 3. P. R581.
5. Esteves de Oliveira F.C., de Mello Cruz A.C., Gonçalves O.C. et al. Gasto energético de adultos brasileiros saudáveis: uma comparação de métodos // Nutr. Hosp. 2008. V. 23. № 6. P. 554.
6. MacKenzie-Shalders K., Kelly J.T., Daniel S. et al. The effect of exercise interventions on resting metabolic rate: A systematic review and meta-analysis // J. Sports Sci. 2020. V. 38. № 14. P. 1635.
7. Jagim A.R., Camici C.L., Kisilek J. et al. Accuracy of Resting Metabolic Rate Prediction Equations in Athletes // J. Strength Cond. Res. 2018. V. 32. № 7. P. 1875.
8. Purcell S.A., Johnson-Stoklossa C., Braga Tibaes J.R. et al. Accuracy and reliability of a portable indirect calorimeter compared to whole-body indirect calorimetry for measuring resting energy expenditure // Clin. Nutr. ESPEN. 2020. V. 39. P. 67.
9. Rømer T., Thunestvedt Hansen M., Frandsen J. et al. The relationship between peak fat oxidation and prolonged double-pole endurance exercise performance // Scand. J. Med. Sci. Sports. 2020. V. 30. № 11. P. 2044.
10. Lyudinina A.Y., Bushmanova E.A., Varlamova N.G., Bojko E.R. Dietary and plasma blood α -linolenic acid as modulators of fat oxidation and predictors of aerobic performance // J. Int. Soc. Sports Nutr. 2020. V. 17. № 1. P. 57.

11. Marra M., Di Vincenzo O., Cioffi I. et al. Resting energy expenditure in elite athletes: development of new predictive equations based on anthropometric variables and bioelectrical impedance analysis derived phase angle // J. Int. Soc. Sports Nutr. 2021. V. 18. № 1. P. 68.
12. Watson A.D., Zabriskie H.A., Witherbee K.E. et al. Determining a resting metabolic rate prediction equation for collegiate female athletes // J. Strength Cond. Res. 2019. V. 33. № 9. P. 2426.
13. Матвеев Л.П. Проблема периодизации спортивной тренировки / Гос. центр. ордена Ленина ин-т физ. культуры. Кафедра теории и методики физ. воспитания. 2-е изд. М.: Физкультура и спорт, 1965. 244 с.
14. Бушманова Е.А., Логинова Т.П., Людина А.Ю. Пищевой термогенез низкокалорийной углеводной нагрузки минимально влияет на энерготраты покоя // Журн. мед.-биол. исследований. 2023. Т. 11. № 2. С. 153.
Bushmanova E.A., Lodinova T.P., Lyudinina A.Yu. The thermic effect of carbohydrate minimally influence on rest energy expenditure // J. Med. Biol. Res. 2023. V. 11. № 2. P. 153.
15. Физиолого-биохимические механизмы обеспечения спортивной деятельности зимних циклических видов спорта / Отв. ред. Бойко Е.Р. Сыктывкар: ООО "Коми республиканская типография", 2019. 256 с.
16. McGilvery R., Goldstein G. Biochemistry. A functional approach. Saunders: Philadelphia, PA, 1983. 976 p.
17. Burke L.M., Hawley J.A. Effects of short-term fat adaptation on metabolism and performance of prolonged exercise // Med. Sci. Sports Exerc. 2002. V. 34. № 9. P. 1492.
18. Maund E., Plews D.J., Kilding A.E. Contextualising Maximal Fat Oxidation During Exercise: Determinants and Normative Values // Front. Physiol. 2018. V. 9. P. 599.
19. Melzer K. Carbohydrate and fat utilization during rest and physical activity // E. Spen. Eur. E. J. Clin. Nutr. Metab. 2011. V. 6. P. e45.
20. Людина А.Ю., Бушманова Е.А., Есеева Т.В., Бойко Е.Р. Соответствие энергопотребления энерготратам у лыжников-гонщиков в общеподготовительный период // Вопросы питания. 2022. Т. 91. № 1. С. 109.
Lyudinina A.Yu., Bushmanova E.A., Eseeva T.V., Boyko E.R. [Accordance of energy intake to energy expenditure in skiers across the preparation phase] // Vopr. Pitan. [Problems of Nutrition]. 2022. V. 91. № 1. P. 109.
21. Glancy B., Hartnell L.M., Malide D. et al. Mitochondrial reticulum for cellular energy distribution in muscle // Nature. 2015. V. 523. № 7562. P. 617.
22. Jacobs R.A., Lundby C. Mitochondria express enhanced quality as well as quantity in association with aerobic fitness across recreationally active individuals up to elite athletes // J. Appl. Physiol. 2013. V. 114. № 3. P. 344.
23. Da Boit M., Hunter A.M., Gray S.R. Fit with good fat? The role of n-3 polyunsaturated fatty acids on exercise performance // Metabolism. 2016. V. 66. P. 214.
24. Andersson Hall U., Edin F., Pedersen A., Madsen K. Whole-body fat oxidation increases more by prior exercise than overnight fasting in elite endurance athletes // Appl. Physiol. Nutr. Metab. 2016. V. 41. № 4. P. 430.
25. Achten J., Jeukendrup A.E. Maximal fat oxidation during exercise in trained men // Int. J. Sports Med. 2003. V. 24. № 8. P. 603.
26. San-Millán I., Brooks G.A. Assessment of Metabolic Flexibility by Means of Measuring Blood Lactate, Fat, and Carbohydrate Oxidation Responses to Exercise in Professional Endurance Athletes and Less-Fit Individuals // Sports Med. 2018. V. 48. № 2. P. 467.
27. Dong S., Qian L., Cheng Z. et al. Lactate and Myocardial Energy Metabolism // Front. Physiol. 2021. V. 12. P. 715081.
28. Варламова Н.Г., Логинова Т.П., Гарнов И.О. и др. Частота сердечных сокращений, потребление кислорода и артериальное давление у лыжников разной квалификации в тесте "до отказа" // Человек. Спорт. Медицина. 2021. Т. 21. № 1. С. 53.
Varlamova N.G., Loginova T.P., Garnov I.O. et al. Heart rate, oxygen consumption and arterial pressure in skiers of different skill levels in the test to exhaustion // Human. Sport. Medicine. 2021. V. 21. № 1. P. 53.

Rest Energy Expenditure and Energy Expenditure During Submaximal Exercise: New Approach to Assessment of Performance in Skiers

E. A. Bushmanova^{a,*}, A. Yu. Lyudinina^{a,**}

^aDepartment of Ecological and Medical Physiology, Institute of Physiology, Ural Branch, RAS, Syktyvkar, Russia

*E-mail: katerinabushmanova@mail.ru

**E-mail: salu_06@inbox.ru

The aim of the present study was to analyse rest energy expenditure (REE) and energy expenditure (EE) during submaximal exercise according to performance of athletes. A retrospective analysis of data from 2014 to 2020 among cross-country skiers in the preparatory phase was performed. Depending on the potential performance athletes (n = 136) were divided into two groups: I – test completed to the anaerobic threshold (AnT), II – test completed until exhaustion. The present study included the data only before AnT for a correct comparison of the results. REE was 2058.5 ± 220.5 kcal/day in I group and 2023.1 ± 216.4 kcal/day in II group (p = 0.481). In REE structure, the contribution of fats and carbohydrates (CHOs) was 69 and 31% in I group, 48 (p = 0.021) and 52% (p < 0.000) in II group. Correlations between VO_{2rest} and REE, as well as the

rate of fats and CHOs oxidation at rest were revealed. In I and II groups the VO_{2AnT} ($p < 0.000$) and relative values of VO_{2max} ($p < 0.05$) were significantly different. EE before AnT was 135.9 ± 31.2 and 134.0 ± 23.4 kcal ($p = 0.399$) for I and II groups. The present study showed that the balance 1 : 1 of fats and CHOs in the REE structure is a more informative performance marker than quantitative assessment of EE. VO_{2AnT} reduced by 20% relative to VO_{2max} may indicate the functional economization and the body's ability to perform exercise during long time, including in the anaerobic exercise. Endurance athletes demonstrated economy of CHOs against actively using of fats during submaximal exercise. Complex estimated of performance indicators and EE (including contribution fats and CHOs) should be taken into account when studying the performance of athletes.

Keywords: rest energy expenditure, energy expenditure physical activity, submaximal exercise, performance, fats and carbohydrates, endurance athletes, skiers.

УДК 612.64

ТИПОЛОГИЧЕСКИЕ ВАРИАНТЫ СПОНТАННОЙ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ, МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНОГО СТАТУСА И ВЕГЕТАТИВНОГО ГОМЕОСТАЗА НОВОРОЖДЕННЫХ В ПОЗДНЕМ НЕОНАТАЛЬНОМ ПЕРИОДЕ

© 2023 г. Е. А. Томилова¹, *, В. В. Колпаков¹, Т. В. Беспалова², С. Н. Гордийчук¹

¹ФГБОУ ВО Тюменский государственный медицинский университет Минздрава РФ,
Тюмень, Россия

²БУ ВО ХМАО-Югры Ханты-Мансийская медицинская академия,
Ханты-Мансийск, Россия

*E-mail: tomilovaea@mail.ru

Поступила в редакцию 01.12.2022 г.

После доработки 01.05.2023 г.

Принята к публикации 10.05.2023 г.

На методологической основе концепции типологической вариативности физиологической индивидуальности человека определена системная взаимосвязь показателей спонтанной двигательной активности, морфофункционального статуса и вегетативного гомеостаза у новорожденных в позднем неонатальном периоде. Обследовано 137 новорожденных детей в возрасте 10–14 дней (71 мальчик и 66 девочек). Использован следующий набор методик: комплексная оценка физического развития ребенка по таблицам центильного типа, определение показателей спонтанной двигательной активности (СДА) в течение суточного цикла, оценка основных показателей сердечно-сосудистой системы и суточное мониторирование частоты сердечных сокращений, показателей вариативности сердечного ритма, изучение психомоторного статуса на основании состояния мышечного тонуса, вызываемых рефлексов и движений. В результате проведенных исследований выявлена типовая вариативность СДА у новорожденных здоровой популяции в позднем неонатальном периоде с выделением трех функциональных типов – детей с низкой, средней и высокой СДА. Комплексная оценка морфофункциональных показателей, вегетативного гомеостаза и психомоторного статуса у детей с различным уровнем СДА позволила идентифицировать три варианта физиологической нормы психомоторного развития – тонического (низкая СДА), гармонического (средняя СДА) и кинетического типа (высокая СДА).

Ключевые слова: спонтанная двигательная активность, поздний неонатальный период, физиологическая норма психомоторного развития.

DOI: 10.31857/S0131164622600999, **EDN:** XNYYVJQ

Проблема физиологической нормы при изучении закономерностей развития моторных функций остается актуальной в настоящее время [1–4]. Известно, что становление основных двигательных качеств на начальных этапах онтогенеза оказывает значительное влияние на структурно-функциональную организацию центральной нервной системы (ЦНС) и обеспечивает оптимальное формирование всех физиологических систем в последующие периоды развития ребенка [5–10].

В настоящее время для оценки двигательной активности детей первого года жизни используют различные отечественные и зарубежные шкалы. К зарубежным методикам относятся: метод Прехтла, шкала *NBAS*, тест Бэйли, *KID*-шкала, Детский скрининг-тест развития и поведенческий

тест новорожденных *Graham*. К отечественным методикам относятся: метод видеозаписи генерализованных движений плода, новорожденного и младенца, тест Пантюхиной, оценка уровня психомоторного развития ребенка Журбы-Мастюковой и методика Баженовой [11]. Общей чертой всех вышеперечисленных шкал является выявление расхождений в возрастных нормативах, а заключение базируется на возможности демонстрировать навык в определенном возрасте. Между тем эффективность вышеперечисленных методик во многом носит дискуссионный характер по следующим причинам: во-первых, сроки возникновения для каждого двигательного навыка имеют весьма существенную индивидуальную вариативность даже у детей здоровой популяции, во-

вторых, исследование двигательной сферы в неонатальном периоде ограничено в инструментальном плане [12–15].

По мнению А.Ю. Мейгала [6, 7, 16] в настоящее время имеется всего два приемлемых метода оценки двигательных функций новорожденного ребенка – метод Прехтля [17, 18] и электромиография (ЭМГ). Первый метод является достаточно сложным и трудоемким с технической точки зрения, так как базируется на фиксации наблюдений так называемых “генерализованных движений” (общие, изолированные, первые антигравитационные и произвольные движения) на протяжении от 9-ти нед. до 5-ти мес. жизни ребенка. Движения различны по скорости и паттерну, что позволяет в более ранние сроки прогнозировать неврологический дефицит и детский церебральный паралич в ранние сроки. Методика в целом имеет ряд преимуществ перед традиционной оценкой неврологических рефлексов новорожденных [12, 19–22].

Второй вариант – это имеющиеся инструментальные методы оценки моторной функции, в частности игольчатая ЭМГ и стимуляционная электромиография. Данные методы являются “золотым стандартом” ЭМГ, но не приспособлены для работы с детьми в связи с инвазивностью. В настоящее время, интенсивно проводятся исследования с применением накожной (поверхностной) ЭМГ, которые позволяют провести сравнительный анализ развития двигательной системы у недоношенных и доношенных детей и предоставить возможность дифференцировки различных неврологических феноменов у ребенка первого года жизни [23].

Также существует методологический подход, основой которого является изучение паттернов активности пояснично-крестцовых мотонейронов по данным ЭМГ у новорожденных, детей дошкольного возраста и взрослых. Выявлено, что определенные рудиментные движения в процессе развития превращаются в более сложные и заменяются совершенно новыми паттернами. То есть, паттерны мышечной активности и пространственно-временные карты выхода спинномозговых мотонейронов во время передвижения человека демонстрируют как стереотипные особенности, так и функциональную реорганизацию. Полученные результаты рекомендуется использовать при рассмотрении новых стратегий реабилитации в лечении двигательных расстройств [24, 25].

В целом необходимо отметить, что большинство работ посвящены изучению двигательной системы у новорожденных с клиническими проявлениями поражений ЦНС или внутриутробной задержке роста и развития [6–8, 21]. Таким образом, вопросы, касающиеся физиологических показателей двигательной активности у детей ран-

него возраста, остаются открытыми и требуют проведения дополнительных исследований.

В своих исследованиях мы придерживались конституционального подхода при оценке физиологических показателей – концепции типологической вариабельности физиологической индивидуальности человека [26, 27]. Общеизвестно, что оценка функционального состояния организма не может основываться на величине отдельного показателя. Современная комплексная оценка здоровья ребенка учитывает три составляющие: физическое развитие, функциональное состояние органов и систем, нервно-психическое развитие. В связи с этим наиболее полно охарактеризовать весь комплекс физиологических показателей позволяет конституциональный подход [28, 29].

В результате ранее проведенных лонгитюдных исследований научного коллектива доказано, что уровень привычной двигательной активности, начиная с дошкольного возраста, является достаточно постоянным индивидуальным признаком и в целом остается таковым при переходе из одной возрастной группы в другую [26, 27]. На основании изученной литературы нами было выдвинуто предположение, что в позднем неонатальном периоде у новорожденных детей также имеются свои индивидуально-типологические особенности спонтанной двигательной активности. Данное предположение основано на том, что физиологические механизмы и закономерности индивидуального развития тесно взаимосвязаны с двигательной сферой, а ее уровень может во многом характеризовать адаптивные модификации в процессе приспособления к условиям окружающей среды [1, 2, 30, 31].

Таким образом, недостаточное количество работ и отсутствие единой точки зрения в отношении нормативных показателей спонтанной двигательной активности у здоровых новорожденных, а также требование более точной идентификации ее критических значений, обуславливает необходимость проведения дополнительных исследований с позиций не только фундаментального, но и прикладного характера.

Цель работы – установить индивидуально-типологические особенности спонтанной двигательной активности, морфофункционального статуса и вегетативного гомеостаза у новорожденных I–II групп здоровья в позднем неонатальном периоде с характеристикой крайних вариантов типовой физиологической нормы.

МЕТОДИКА

Комплексную оценку состояния здоровья новорожденных проводили на базе отделения новорожденных детей и детей раннего возраста ГБУЗ ТО “Областная клиническая больница № 2”

(г. Тюмень). Под наблюдением находились 137 новорожденных (71 мальчик и 66 девочек) в возрасте 10–14 дней (поздний неонатальный период). Критерии включения: доношенные новорожденные, срок гестации 38–42 нед., возраст 10–14 дней, I–II группа здоровья, наличие информированного согласия на проведение исследования от матери или законного представителя ребенка. Критерии исключения: недоношенные новорожденные (срок гестации менее 37 нед.) и перенесенные новорожденные (срок гестации более 42 нед.), возраст более 14 дней, III–V группы здоровья, отсутствие информированного согласия на проведение исследования от матери или законного представителя ребенка.

В своей работе мы основывались на конституциональном подходе к комплексной оценке состояния здоровья ребенка. Оценка морфологической составляющей конституции проводили на основании антропометрических измерений по следующим параметрам: длина тела лежа (Дт, см), масса тела (Мт, г), окружность грудной клетки (ОГК, см), окружность головы (ОГ, см), рассчитывали следующие антропометрические индексы — Вервека (усл. ед.), Пинье (усл. ед.). Оценка физического развития проводили по таблицам центильного типа [29].

Оценка функциональной составляющей включала определение показателей спонтанной двигательной активности (СДА), оценку показателей сердечно-сосудистой системы (ССС), вегетативного гомеостаза и изучение психомоторного статуса.

Оценку уровня СДА (усл. ед.) проводили в течение суточного цикла при помощи браслета “Huawei Band 2 Pro” (КНР). Измерения проводили каждые 3 ч отдельно на верхних и нижних конечностях. К преимуществам использования данной методики мы отнесли наличие акселерометра (определение ускорения) и гироскопа (трехмерная картина перемещения), которые позволили получить данные о производимом новорожденным ребенком движении. При выборе методики мы руководствовались также такими характеристиками как неинвазивность и гипоаллергенность, что крайне важно для контингента новорожденных детей. Связь браслета с платформами *Android* и *iOS* 8.0 позволила фиксировать данные в любом временном промежутке в последующей выгрузкой в программу *Excel* для статистической обработки. Использование данного устройства подтверждено решением Комитета по этике Тюменской государственной медицинской академии, протокол № 41 от 30.11.2011.

Следующий блок методик позволил изучить индивидуально-типологические особенности функционирования ССС, установить показатели тонуса автономной нервной системы в покое и при

дозированной физической нагрузке. Для исключения аномалий развития ССС проводили эхокардиографию (“*LOGIQ P6*”, США). Частоту сердечных сокращений (ЧСС) регистрировали при помощи пульсоксиметра в комплектацию которого входит датчик-манжетка для новорожденных (*MD300M*, КНР), систолическое (САД) и диастолическое (ДАД) артериальное давление измеряли мультипараметровым монитором (“*STAR 8000*”, КНР). Суточное мониторирование ЧСС выполняли с помощью аппаратно-программного комплекса “*Astrocard Holtersystem-2F*” (ЗАО “МЕДИТЕК”, Россия). Рассчитывали средние показатели ЧСС за сутки, ЧСС дневное и ЧСС ночное, определяли циркадианный индекс (ЦИ) = ЧСС дневное/ЧСС ночное [32].

Оценку степени напряжения регуляторных механизмов проводили методом кардиоинтервалографии — КИГ (“*Astrocard Holtersystem-2F*”, ЗАО “МЕДИТЕК”, Россия) с расчетом следующих показателей: Mo , с (мода — наиболее часто встречающееся значение кардиоинтервалов); Amo , % (амплитуда моды — количество кардиоинтервалов, соответствующих диапазону моды); ΔX , с (вариационный размах — разница между максимальным и минимальным значениями длительности интервалов $R-R$); стресс индекс — ИН (в усл. ед.), соотношение $ИН_2/ИН_1$ (усл. ед.) в покое ($ИН_1$) и после проведения дозированной физической нагрузки ($ИН_2$).

Дозированная физическая нагрузка включала 10 пассивных разведений руками в стороны с частотой 1 разведение в 4 с (Галкина Г.А., Бережанская С.Б., Андреева Н.Б. Способ прогнозирования нарушения состояния сердечно-сосудистой системы у новорожденных детей. Патент на изобретение RU 2062045 C1, 20.06.1996. Заявка № 5037 111/14 от 14.04.1992). Дополнительно оценивали показатели временного анализа ВСР: $RRNN$, мс (среднее значение интервалов RR); $SDNN$, мс (среднее квадратическое отклонение величин интервалов NN); $rMSSD$, мс (корень квадратный из средней суммы квадратов разностей величин соседних пар интервалов NN) и показатели частотного спектра — компоненты суммарной активности нейроморальной регуляции на сердечный ритм: низкие — LF (мс²), высокие — HF (мс²), а также индекс вегетативного баланса — LF/HF (усл. ед.).

Оценку психомоторного статуса проводили на основании изучения состояния мышечного тонуса по шкале Ашворт [33], вызываемых рефлексов и движений по 4-балльной шкале *NBAS* — *Newborn Behavior Assessment Scale* [34].

Статистическую обработку полученных данных проводили с использованием программы *Statistics* 26.0. Для выявления различий в уровне и распределении типового признака — спонтанной

Таблица 1. Индивидуально-типологические различия суточных показателей спонтанной двигательной активности (СДА) у мальчиков и девочек

Пол	Стат. показатели	СДА			Общая выборка ($n_{\delta} = 71, n_{\varphi} = 66$)
		низкая ($n_{\delta} = 19, n_{\varphi} = 18$)	средняя ($n_{\delta} = 31, n_{\varphi} = 29$)	высокая ($n_{\delta} = 21, n_{\varphi} = 19$)	
Мальчики	$M \pm \sigma$	$359.5 \pm 52.1^{**}$	$551.4 \pm 51.2^{*}$	$850.7 \pm 31.3^{*/**}$	588.6 ± 193.8
	χ^2	3.5	5.4	2.6	34.1
	MR	52.0	156.5	267.5	
Девочки	$M \pm \sigma$	$347.9 \pm 55.9^{**}$	$521.8 \pm 50.1^{*}$	$836.1 \pm 31.6^{*/**}$	564.5 ± 193.3
	χ^2	2.8	4.2	2.1	32.8
	MR	48.0	157.2	273.0	

Примечание: статистически значимое различие параметров ($p \leq 0.05$) * — относительно значений группы детей с низкой СДА; ** — относительно показателей общей выборки. MR (Mean Rank) — сумма рангов.

двигательной активности использовали χ^2 Пирсона. Для сравнения средних значений независимых выборок применяли непараметрический критерий H -критерий Краскела—Уоллиса. При сравнении средних данных, а также проверке статистических гипотез критический уровень значимости (p) в работе принимали 0.05.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Настоящее исследование является продолжением ряда работ на методологической основе концепции типологической вариативности физиологической индивидуальности человека [26, 27].

Согласно поставленной цели на первом этапе проводимых исследований необходимо было выделить типовой признак — показатель СДА. Для этого в течение суточного цикла при помощи браслета измеряли двигательную активность у новорожденных на верхних и нижних конечностях. Однако, как у мальчиков, так и у девочек статистически значимых отличий по показателям СДА на верхних и нижних конечностях выявлено не было. В результате статистической обработки массива данных было выявлено, что закон нормального распределения приемлем в каждой отдельной группе детей (χ^2 от 2.1 до 5.4; $p > 0.05$). Данный факт послужил основой для выделения трех групп детей с низкой, средней и высокой СДА и установления количественных суточных показателей двигательной активности для каждой группы (табл. 1). Для подтверждения полученных данных дополнительно был использован H -критерий Краскел—Уоллиса. Визуализация различий спонтанной двигательной активности у мальчиков и девочек по данному непараметрическому критерию представлена на рис. 1. Полученные результаты позволили охарактеризовать уровень СДА как типовой индивидуальный признак

и рассматривать его как основу для дальнейшего изучения морфофункциональных показателей, вегетативной реактивности и психомоторного статуса у новорожденных в позднем неонатальном периоде.

На втором этапе исследования мы оценили физическое развитие у новорожденных с различным уровнем СДА, так как общепризнанно, что оно тесно взаимосвязано с моторным (двигательным) развитием ребенка [5, 9, 29]. Показатели физического развития общей выборки новорожденных по центильным таблицам соответствовали гармоничному типу и располагались в области “средних величин” (область 25 и 75 центиля). Однако, в результате проведенного анализа были установлены статистически значимые различия у новорожденных с низкой и высокой СДА. В группе мальчиков и девочек с низкой СДА показатели соответствовали умеренной брахиморфии, что подтверждается наибольшими значениями Мт, ОГК и ОГ, наименьшими Дт, индексов Вервека и Пинье. В группе мальчиков и девочек с высокой СДА антропометрические показатели соответствовали долихоморфии, что подтверждается наименьшими показателями Мт, ОГК и ОГ, наибольшими значениями Дт, индексов Вервека и Пинье. Среднюю позицию занимали новорожденные со средним уровнем СДА.

В данной группе статистически значимых отличий от значений общей выборки выявлено не было (табл. 2).

Известно, что на первом году жизни решается одна из важнейших задач — подготовка к реализации антигравитационных реакций. Совершенствование двигательной активности осуществляется совместно с морфологическим и функциональным созреванием центральных и периферических нервных структур. Вместе с тем, вопросы оценки функционирования ССС, вегетативной нервной системы (ВНС) и двигательной активно-

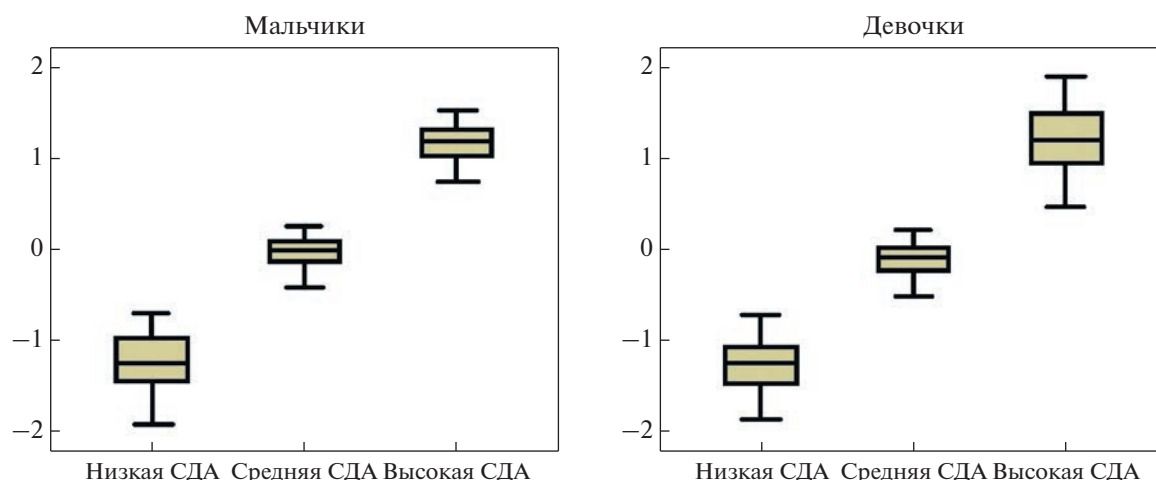


Рис. 1. Различия в уровне спонтанной двигательной активности (СДА) у мальчиков и девочек по *H*-критерию Краскела-Уоллиса ($p = 0.001$). Данные представлены в z -преобразовании показателя СДА.

сти ребенка с установлением закономерностей межсистемных взаимоотношений остаются малоизученными [6, 7, 9]. В связи с этим, на следующем этапе была проведена оценка функциональных показателей ССС у новорожденных с различным уровнем СДА.

По всей популяции детей обоего пола средние показатели суточного мониторингирования ЧСС, а также соотношение в дневное и ночное время находились в пределах предлагаемых норм. Вместе с тем, в группах новорожденных с низкой и высо-

кой СДА были выявлены существенные статистические различия. У детей с низкой СДА были установлены более высокие средние значения ЧСС за сутки (146.8 ± 6.4 уд. мин у мальчиков и 143.6 ± 6.1 уд. мин у девочек), снижение значений ЦИ (1.11 ± 0.05 усл. ед. у мальчиков и 1.11 ± 0.06 усл. ед. у девочек). У новорожденных с высокой СДА отмечалась обратная закономерность: наименьшие показатели средней ЧСС за сутки (128.7 ± 3.5 уд. мин у мальчиков и 127.9 ± 2.5 уд. мин у девочек) и наибольшие ЦИ (1.17 ± 0.01 усл. ед. у мальчиков и 1.16 ± 0.01 усл. ед. у девочек). Таким

Таблица 2. Антропометрические показатели у мальчиков и девочек с различным уровнем спонтанной двигательной активности (СДА) ($M \pm \sigma$)

Показатель	Пол	Уровень СДА			Общая выборка ($n_{\delta} = 71, n_{\phi} = 66$)
		низкая ($n_{\delta} = 19, n_{\phi} = 18$)	средняя ($n_{\delta} = 31, n_{\phi} = 29$)	высокая ($n_{\delta} = 21, n_{\phi} = 19$)	
Мт, г	Мальчики	$4233.9 \pm 126.2^{**}$	$3567.5 \pm 224.4^{*}$	$3507.5 \pm 207.1^{*/**}$	3728.1 ± 365.2
	Девочки	$4027.3 \pm 106.5^{**}$	$3555.8 \pm 207.5^{*}$	$3369.3 \pm 204.1^{*/**}$	3435.4 ± 776.4
Дт, см	Мальчики	$51.3 \pm 0.5^{**}$	$53.6 \pm 0.8^{*}$	$55.4 \pm 1.1^{*/**}$	53.5 ± 1.7
	Девочки	$50.9 \pm 0.4^{**}$	$52.3 \pm 0.6^{*}$	$54.7 \pm 0.9^{*/**}$	52.6 ± 1.2
ОГК, см	Мальчики	$35.5 \pm 0.5^{**}$	34.6 ± 0.8	$33.7 \pm 0.9^{*/**}$	34.5 ± 1.5
	Девочки	$35.2 \pm 0.3^{**}$	34.3 ± 0.8	$33.5 \pm 0.9^{*}$	34.5 ± 1.1
ОГ, см	Мальчики	36.5 ± 0.5	$35.5 \pm 0.7^{*}$	$34.6 \pm 0.9^{*/**}$	35.5 ± 1.1
	Девочки	36.2 ± 0.62	$35.4 \pm 0.8^{*}$	$34.3 \pm 0.4^{*/**}$	35.1 ± 0.9
Индекс Вервека, усл. ед.	Мальчики	$1.17 \pm 0.02^{**}$	$1.27 \pm 0.02^{*}$	$1.36 \pm 0.04^{*/**}$	1.28 ± 0.08
	Девочки	$1.16 \pm 0.03^{**}$	$1.26 \pm 0.03^{*}$	$1.37 \pm 0.03^{*/**}$	1.27 ± 0.08
Индекс Пинье, усл. ед.	Мальчики	$11.6 \pm 0.6^{**}$	$15.4 \pm 0.8^{*}$	$18.3 \pm 1.1^{*/**}$	15.2 ± 2.7
	Девочки	$11.3 \pm 0.8^{**}$	$14.4 \pm 0.8^{*}$	$18.2 \pm 0.7^{*/**}$	14.6 ± 2.7

Примечание: см. табл. 1.

Таблица 3. Индивидуально-типологические особенности основных показателей вариабельности сердечного ритма у мальчиков с различным уровнем спонтанной двигательной активности (СДА) ($M \pm \sigma$)

Показатели	Стат. показатели	Уровень СДА			Общая выборка ($n = 71$)
		низкая СДА ($n = 19$)	средняя СДА ($n = 31$)	высокая СДА ($n = 21$)	
Mo , с	$M \pm \sigma$ MR	$0.409 \pm 0.01^{**}$ 11.5	$0.451 \pm 0.02^*$ 40.3	$0.466 \pm 0.01^{**/*}$ 51.8	0.444 ± 0.03
Amo , %	$M \pm \sigma$ MR	$30.8 \pm 0.4^{**}$ 62.0	$25.2 \pm 0.7^*$ 37.0	$21.1 \pm 0.6^{**/*}$ 11.0	25.4 ± 3.7
ΔX , с	$M \pm \sigma$ MR	$0.08 \pm 0.02^{**}$ 10.0	$0.11 \pm 0.02^*$ 35.0	$0.13 \pm 0.01^{**/*}$ 61.0	0.11 ± 0.02
$ИН_1$, усл. ед.	$M \pm \sigma$ MR	$472.6 \pm 17.3^{**}$ 61.1	$254.9 \pm 13.5^*$ 34.7	$173.9 \pm 6.2^{**/*}$ 14.2	289.2 ± 117.5
$ИН_2/ИН_1$, усл. ед.	$M \pm \sigma$ MR	$1.64 \pm 0.01^{**}$ 61.9	$1.51 \pm 0.01^{**/*}$ 16.1	$1.58 \pm 0.02^*$ 42.0	1.56 ± 0.06
LF , $мс^2$	$M \pm \sigma$ MR	$281.5 \pm 11.9^{**}$ 62.3	$234.8 \pm 6.8^*$ 35.8	$195.4 \pm 3.6^{**/*}$ 12.0	235.5 ± 33.5
HF , $мс^2$	$M \pm \sigma$ MR	$63.1 \pm 2.5^{**}$ 10.2	$85.4 \pm 3.7^*$ 35.4	$97.4 \pm 2.6^{**/*}$ 60.8	82.9 ± 13.4
LF/HF , усл. ед.	$M \pm \sigma$ MR	$4.5 \pm 0.2^{**}$ MR	$2.7 \pm 0.1^*$ 63.5	$2.0 \pm 0.1^{**/*}$ 38.2	2.99 ± 0.9

Примечание: см. табл. 1.

образом, анализ полученных результатов подтвердил физиологическую индивидуальность по показателям ССС у детей с разным уровнем СДА.

Известно, что во внутриутробном и раннем неонатальном периоде доминирует симпатический отдел ВНС, который обеспечивает адаптацию организма ребенка. Во внутриутробном периоде причиной этого является некоторая гипоксия плода, в периоде новорожденности – афферентная импульсация с рецепторов кожи, внутренних органов и мышц. По мере взросления ребенка и совершенствования двигательной активности усиливается тонус блуждающего нерва [5, 9, 29, 32]. Индикатором вегетативных реакций являются показатели сердечного ритма, которые считаются основным маркером функционирования не только ССС, но и ВНС. На сегодняшний день самым доступным и неинвазивным методом исследования сердечного ритма у новорожденных является показатели вариабельности сердечного ритма (ВСР).

В связи с этим, на следующем этапе были изучены индивидуально-типологические особенности по показателям ВСР у новорожденных с различным уровнем СДА (табл. 3, 4). В целом по всей популяции новорожденных основной интегральный показатель $ИН_1$ свидетельствовал о преобладании симпатикотонии, которая соответствует оптимальному функционированию регулятор-

ных систем в позднем неонатальном периоде. Между тем, у новорожденных с низкой и высокой СДА были выявлены особенности, которые в данном случае могут рассматриваться как типовая норма реакции.

Так, у детей с низкой СДА отмечаются наибольшие показатели $ИН_1$ (472.6 ± 17.3 усл. ед. у мальчиков и 460.4 ± 15.3 усл. ед. у девочек) и Amo ($30.8 \pm 0.4\%$ у мальчиков и $29.8 \pm 0.5\%$ у девочек), наименьшие показатели Mo и ΔX . При оценке вегетативной реактивности на функциональную пробу (10 пассивных разведений руками в стороны с частотой 1 разведение в 4 с) отмечался гиперсимпатикотонический тип реагирования. По показателям частотного спектра в данной группе детей наблюдалось увеличение доли LF -волн и уменьшении вклада HF -волн, наибольшие значения индекса LF/HF (4.5 ± 0.2 усл. ед. у мальчиков и 4.4 ± 0.3 усл. ед. у девочек), что указывает на повышение активности симпатического отдела ВНС.

По мнению авторов настоящей статьи гиперсимпатикотония в группе новорожденных с низкой СДА во многом обусловлена более высоким тонусом мышц-сгибателей, который в целом является выражением нормального мышечного тонуса в этом возрастном периоде. Данный факт объясняется тем, что субординирующие тониче-

Таблица 4. Индивидуально-типологические особенности основных показателей вариабельности сердечного ритма у девочек с различным уровнем спонтанной двигательной активности (СДА) ($M \pm \sigma$)

Показатели	Стат. показатели	Уровень СДА			Общая выборка ($n = 71$)
		низкая СДА ($n = 19$)	средняя СДА ($n = 31$)	высокая СДА ($n = 21$)	
Mo , с	$M \pm \sigma$ MR	$0.412 \pm 0.02^{**}$ 11.4	$0.449 \pm 0.03^*$ 35.8	$0.469 \pm 0.01^{*/**}$ 50.8	0.445 ± 0.02
Ato , %	$M \pm \sigma$ MR	$29.8 \pm 0.4^{**}$ 37.5	$26.6 \pm 1.1^*$ 34.0	$21.2 \pm 0.7^{*/**}$ 10.9	25.9 ± 3.3
ΔX , с	$M \pm \sigma$ MR	$0.07 \pm 0.01^{**}$ 9.5	$0.11 \pm 0.01^*$ 33.0	$0.12 \pm 0.01^{*/**}$ 57.0	0.11 ± 0.02
$ИН_1$, усл. ед.	$M \pm \sigma$ MR	$460.4 \pm 15.3^{**}$ 57.5	$255.6 \pm 13.8^*$ 34.2	$177.3 \pm 7.3^{*/**}$ 10.8	288.9 ± 111.5
$ИН_2/ИН_1$, усл. ед.	$M \pm \sigma$ MR	$1.61 \pm 0.01^{**}$ 56.2	$1.50 \pm 0.01^{*/**}$ 15.1	$1.58 \pm 0.02^{*/**}$ 40.2	1.57 ± 0.06
LF , $мс^2$	$M \pm \sigma$ MR	$278.1 \pm 9.5^{**}$ 56.5	$231.8 \pm 18.6^*$ 34.6	$191.1 \pm 3.4^{*/**}$ 10.9	232.6 ± 35.6
HF , $мс^2$	$M \pm \sigma$ MR	$62.9 \pm 2.2^{**}$ 9.5	$82.5 \pm 2.4^*$ 33.0	$96.2 \pm 2.2^{*/**}$ 57.3	81.1 ± 12.8
LF/HF , усл. ед.	$M \pm \sigma$ MR	$4.4 \pm 0.2^{**}$ 57.5	$2.8 \pm 0.2^*$ 38.4	$1.9 \pm 0.7^{*/**}$ 10.4	3.1 ± 0.9

Примечание: см. табл. 1.

ские влияния центра симпатической иннервации сердца в период новорожденности поддерживаются рефлекторно афферентной проприоцептивной импульсацией из скелетных мышц, находящихся в состоянии тонической активности. Постоянный мышечный тонус обеспечивает возникновение специфической для новорожденных ортотонической позы. Однако мышечный тонус у новорожденных отличается от такового у плода как по степени выраженности, так и по источникам рефлекторной импульсации. В частности, одним из характерных показателей такой вариабельности по ЧСС и мышечному тону является различная выраженность “сгибательной гипертонии” [9, 30].

У новорожденных с высокой СДА симпатикотония была выражена в меньшей степени, что подтверждалось наименьшими значениями $ИН_1$ (173.9 ± 6.2 усл. ед. у мальчиков и 177.3 ± 7.3 усл. ед. у девочек) и Ato ($21.1 \pm 0.6\%$ усл. ед. у мальчиков и $21.2 \pm 0.7\%$ у девочек) на фоне более высоких Mo и ΔX , симпатикотонический тип реагирования на функциональную пробу, повышение активности парасимпатического отдела (увеличение доли HF -волн) и наименьшие, по сравнению с другими группами, значения LF/HF : 2.0 ± 0.1 усл. ед. у мальчиков и 1.9 ± 0.2 усл. ед. у девочек [35]. Таким образом, анализ полученных данных выявил

физиологическую индивидуальность по показателям вегетативного гомеостаза.

На основании анализа вышеизложенного, полученные данные позволили предварительно выделить три варианта нормы – тонический (низкая СДА), гармоничный (средняя СДА) и кинетический (высокая СДА) функциональные типы. Для подтверждения этой точки зрения дополнительно была дана оценка показателям психомоторного статуса по показателям мышечного тонуса, вызываемых рефлексом и движений.

Субъективная оценка мышечного тонуса по шкале Ашворт во всех группах обследуемых новорожденных соответствовала нормативным показателям, так как в выборку вошли дети I–II группы здоровья. В связи с этим дополнительно проводилась детальная оценка рефлексов по шкале NBAS.

Проведенное исследование подтвердило, что показатели психомоторного статуса новорожденных взаимосвязаны с уровнем спонтанной двигательной активности. В целом при оценке мышечного тонуса по всей популяции новорожденных показатели вызываемых рефлексом соответствовали срединной позиции (от 1.74 ± 0.84 баллов при рефлекс Галанта до 2.14 ± 0.72 баллов при поисковом рефлекс).

Вместе с тем были выявлены межгрупповые индивидуально-типологические особенности. В значительной степени это проявлялось у новорожденных крайних групп. Так, для детей с низкой СДА в пределах нормативного размаха были установлены наибольшие показатели, характеризующие “физиологическую сгибающую гипертонию”. Известно, что состояние повышенного мышечного тонуса новорожденного (“поза флексии”) поддерживается постоянным тоническим возбуждением в центрах иннервации скелетной мускулатуры. При этом степень выраженности вызываемых рефлексов и движений даже у здоровых новорожденных может быть различной.

Так, с учетом оценки выраженности обобщенной двигательной реакции рефлекса охватывания (рефлекс Моро) и локальных рефлексов (верхний и нижний хватательный рефлексы, рефлекс Бабинского), мышечный тонус у новорожденных с низкой СДА, по сравнению с другими группами, соответствовал верхней границе нормы. В связи с чем данная группа новорожденных была отнесена к тоническому функциональному типу.

Для новорожденных с высоким уровнем СДА, наряду с наименьшими показателями вышеуказанных рефлексов (нижняя граница нормы), отмечались более высокие показатели рефлекторных ответов, характеризующие достаточно выраженные признаки координационного становления в мышцах антагонистах (сгибатели-разгибатели). По сравнению с другими группами наибольшие показатели в верхних границах нормы были установлены при вызове поискового, сосательного, шагового рефлекторных ответов и “спонтанного ползания” (рефлекс Бауэра), что позволило отнести таких новорожденных к кинетическому функциональному типу. Срединную позицию по всем изучаемым параметрам занимали новорожденные со средним уровнем СДА — гармоничный функциональный тип.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Установление типовой вариативности спонтанной двигательной активности новорожденных здоровой популяции в позднем неонатальном периоде с выделением трех функциональных типов — детей с низкой, средней и высокой СДА, позволило выявить индивидуально-типологические особенности физиологического статуса каждого типа новорожденных и определить нормативные (типовые) показатели соматометрических, функциональных, вегетативных параметров и психомоторного статуса.

Для новорожденных с низким уровнем СДА по сравнению с другими типами выявлена умеренная брахиморфия, наибольшие среднесуточные значения ЧСС с наименьшим циркадианным ин-

дексом, гиперсимпатикотонический тип реагирования на функциональную пробу и превалирование рефлексов по шкале *NBAS*, характеризующие более высокий тонус мышц сгибателей на верхней границе нормы.

Для новорожденных с высоким уровнем СДА по сравнению с другими типами выявлена умеренная долихоморфия, наименьшие среднесуточные значения ЧСС с наибольшим циркадианным индексом, симпатотонический тип реагирования на функциональную пробу и превалирование рефлексов по шкале *NBAS*, характеризующие эффективное “спонтанное ползание” и более выраженный опорный, шаговый и поисковый ответы. Комплексная оценка морфофункционального статуса и психомоторного развития новорожденных подтвердила высокую информативность парциального уровня СДА в идентификации трех вариантов физиологической нормы — тонического типа (низкая СДА), гармонического (средняя СДА), кинетического (высокая СДА). Установление индивидуально-типологических особенностей психомоторного развития новорожденных в позднем неонатальном периоде дает возможность для прогностической оценки отклонений с выделением крайних вариантов типовой нормы как физиологической зоны формирования групп риска.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным этическим комитетом Тюменской государственной медицинской академии (Тюмень), протокол № 41 от 30.11.2011.

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа выполнена в рамках государственного задания “Физиологическое обоснование сохранения и укрепления физического и психического здоровья детей (оценочные критерии, основы донозологической диагностики, коррекция дисрегуляторных расстройств)” Министерства здравоохранения РФ (№ гос. регистрации 121052600125-3).

Благодарности. Авторы выражают благодарность заведующей отделением новорожденных детей и детей раннего возраста ГБУЗ ТО “Областная клиническая больница № 2” (Тюмень) к. м. н. Марине Иосифовне Сосланд (до декабря 2019 г.), Виктории Александровне Емельяновой (с февраля 2021 г.); заведующей отделением ультразвуковой и функциональной диагностики детского стационара ГБУЗ ТО “Областная клиническая больница № 2” (Тюмень) Ларисе Анатольевне Егоровой.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

Вклад авторов в публикацию. Е.А. Томилова — написание текста рукописи, статистическая обработка полученных данных и их интерпретация, формулирование выводов; В.В. Колпаков — концепция и дизайн исследования; Т.В. Беспалова — проведение литературного поиска, выполнение анализа и оценки научной информации, С.Н. Гордийчук — участие в обследовании, статистическая обработка полученных данных.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Сонькин В.Д. Физическая работоспособность и энергообеспечение мышечной функции в постнатальном онтогенезе человека // Физиология человека. 2007. Т. 33. № 3. С. 81.
Son'kin V.D. Physical working capacity and energy supply of muscle function during postnatal human ontogeny // *Human Physiology*. 2007. V. 33. № 3. P. 326.
2. Сонькин В.Д., Параничева Т.М., Макарова Л.В. и др. Возрастная динамика двигательных возможностей школьников 8–17 лет по данным популяционного исследования // Человек. Спорт. Медицина. 2021. Т. 21. № 1. С. 71.
3. Трифонова О.П., Балашова Е.Е., Маслов Д.Л. и др. Метаболомный анализ крови для создания цифрового образа здорового человека // Биомедицинская химия. 2020. Т. 66. № 3. С. 216.
4. Ларина И.М., Насовский А.М., Русанов В.Б. Холизм и редукционизм в физиологии // Физиология человека. 2022. Т. 48. № 3. С. 127.
Larina I.M., Nosovsky A.M., Rusanov V.B. Holism and Reductionism in Physiology // *Human Physiology*. 2022. V. 48. № 3. P. 346.
5. Безруких М.М., Фарбер Д.А. Актуальные проблемы физиологии развития ребенка // Новые исследования. 2014. Т. 3. № 40. С. 4.
6. Зарипова Ю.Р., Мейгал А.Ю., Малявская С.И. Клинико-электромиографические особенности нейромышечного статуса у детей первого года жизни с синдромом двигательных нарушений // Экология человека. 2013. № 11. С. 44.
7. Мейгал А.Ю., Риссанен С.М., Зарипова Ю.Р. и др. Возможности, открываемые использованием нелинейных параметров поверхностной электромиограммы в диагностике заболеваний и состояний двигательной системы человека // Физиология человека. 2015. Т. 41. № 6. С. 119.
Meigal A.Y., Zaripova Y.R., Rissanen S.M. et al. Nonlinear parameters of surface electromyogram for diagnostics of neuromuscular disorders and normal conditions of the human motor system // *Human Physiology*. 2015. V. 41. № 6. P. 672.
8. Троицкая Л.А., Бадалян О.Л., Ахматханова Х.Х. и др. Активация двигательных функций у детей с нарушениями ЦНС. мозжечковая стимуляция // Детская и подростковая реабилитация. 2020. № 1 (41). С. 51.
9. Шабалов Н.П. Неонатология. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2019. 704 с.
10. Bue V.L. The Sixth Month: Reflexes and Newborn Screening / 9 Months In, 9 Months Out: A Scientist's Tale of Pregnancy and Parenthood. Oxford University Press, 2019. P. 79.
11. Косенкова Е.Г., Лысенко И.М., Баркун Г.К., Журавлева Л.Н. Шкалы оценки психомоторного развития детей: современный взгляд на проблему // Охрана материнства и детства. 2012. № 2 (20). С. 113.
12. Пальчик А.Б., Лисина Э.В., Семенова И.А. Диагностика моторного развития плодов, новорожденных и грудных детей методом видеозаписи генерализованных движений // Педиатрия. Журн. им. Г.Н. Сперанского. 2004. Т. 83. № 3. С. 33.
13. Налобина А.Н., Патюков А.Г. Особенности адаптации сердечно-сосудистой системы в процессе формирования двигательных функций у детей первого года жизни // Российский вестник перинатологии и педиатрии. 2011. Т. 56. № 3. С. 40.
14. Olsen J.E., Allinson L.G., Doyle L.W. et al. Preterm and term-equivalent age general movements and 1-year neurodevelopmental outcomes for infants born before 30 weeks' gestation // *Dev. Med. Child Neurol*. 2018. V. 60. № 1. P. 47.
15. Fry K.E., Chen Y., Howard A. Detection of motor activity of infants during spontaneous jerky movements in full-term and premature infants using inertial sensors / 40th International Engineering in Medicine and Biology Conference (EMBC). Honolulu, Hawaii, July 17–21, 2018. P. 5767.
16. Мейгал А.Ю., Ворошилов А.С. Перинатальная модель перехода человека от гипогравитации к земной гравитации на основе нелинейных характеристик электромиограммы // Авиакосм. и экол. мед. 2009. Т. 43. № 6. С. 14.
17. Prechtl H.F.R. The neurological examination of the full term infants // *Clin. Dev. Med*. 1977. № 63. P. 109.
18. Prechtl H.F.R. Qualitative changes of spontaneous movements in fetus and preterm infant are a marker of neurological dysfunction // *Early Hum. Dev*. 1990. V. 23. № 3. P. 151.
19. Пальчик А.Б. Скрининг-схема оценки состояния нервной системы новорожденного. СПб.: Смысл, 1995. 88 с.
20. Пальчик А.Б., Баюнчикова Д.С. Концепция оптимальности в изучении раннего развития младенцев // Специальное образование. 2019. Т. 54. № 2. С. 146.
21. Zlatanović D., Čolović H., Živković V. et al. The importance of the Prechtl Method for ultra-early prediction of neurological abnormalities in newborns and infants // *Acta Medica Medianae*. 2019. V. 58. № 3. P. 111.
22. Kwong A.K.L., Fitzgerald T.L., Doyle L.W. et al. Predictive validity of spontaneous early infant movement for later cerebral palsy: a systematic review // *Dev. Med. Child Neurol*. 2018. V. 60. № 5. P. 480.
23. Зарипова Ю.Р., Мейгал А.Ю., Гусева Н.Б. и др. Возможности немедикаментозной реабилитации в неонатологии // Детская и подростковая реабилитация. 2020. № 2 (42). С. 16.

24. *Ivanenko Y.P., Gurfinkel V.A., Selionov V.A. et al.* Tonic and Rhythmic Spinal Activity Underlying Locomotion // *Curr. Pharm. Des.* 2017. V. 23. № 12. P. 1753.
25. *Solopova I.A., Zhvansky D.S., Dolinskaya I.Y. et al.* Muscle Responses to Passive Joint Movements in Infants During the First Year of Life // *Front. Physiol.* 2019. V. 10. P. 1158.
26. *Колпаков В.В., Беспалова Т.В., Брагин А.В. и др.* Концепция типологической вариабельности физиологической индивидуальности. Сообщение II. Популяционная разнокачественность соматотипов в группах лиц с различным уровнем привычной двигательной активности // *Физиология человека.* 2009. Т. 35. № 1. С. 75.
Kolpakov V.V., Bepalova T.V., Bragin A.V. et al. The concept of typological variability of physiological individuality: II. Somatotype heterogeneity of population groups differing in habitual physical activity // *Human Physiology.* 2009. V. 35. № 1. P. 66.
27. *Колпаков В.В., Томилова Е.А., Беспалова Т.В. и др.* Хронобиологическая оценка привычной двигательной активности человека в условиях Западной Сибири // *Физиология человека.* 2016. Т. 42. № 2. С. 100.
Kolpakov V.V., Tomilova E.A., Larkina N.Y. et al. Chronobiological assessment of habitual physical activity in humans in Western Siberia // *Human Physiology.* 2016. V. 42. № 2. P. 203.
28. *Агаджанян Н.А., Баевский Р.М., Берсенева А.П.* Проблемы адаптации и учение о здоровье. М.: Изд-во РУДН, 2006. 284 с.
29. *Доскин В.А., Келлер Х., Мураенко Н.М. и др.* Морфо-функциональные константы детского организма. М.: Медицина, 1997. 286 с.
30. *Аршавский И.А.* Физиологические механизмы и закономерности индивидуального развития. Основы негэнтропии, теории онтогенеза. М.: Наука, 1982. 270 с.
31. *Сонькин В.Д., Тамбовцева Р.В.* Развитие мышечной энергетики и работоспособности в онтогенезе. М.: Либроком, 2011. 368 с.
32. *Макаров Л.М., Школьников М.А., Кравцова Л.А.* Нормативные параметры циркадной вариабельности ритма сердца у детей первого года жизни // *Вестник аритмологии.* 2000. № 18. С. 43.
33. *Bohannon R.W., Smith M.B.* Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity // *Phys. Ther.* 1987. V. 67. № 2. P. 206.
34. *Brazelton T.B.* Neonatal Behavioral Assessment Scale // *Clin. Dev. Med.* 1984. V. 88. P. 125.
35. *Гордийчук С.Н., Томилова Е.А., Колпаков В.В. и др.* Показатели вегетативного гомеостаза новорожденных с различным уровнем спонтанной двигательной активности // *Вятский медицинский вестник.* 2020. № 2 (66). С. 33.

Typological Variants of Spontaneous Physical Activities, Morph Functional Status and Vegetative Homeostasis for Newborns in Late Neonatal Period

E. A. Tomilova^{a, *}, V. V. Kolpakov^a, T. V. Bepalova^b, S. N. Gordiychuk^a

^aTyumen State Medical University, Tyumen, Russia

^bKhanty-Mansiysk Medical Academy, Khanty-Mansiysk, Russia

*E-mail: tomilovaea@mail.ru

The authors present systematic interactions of spontaneous physical activities, morph functional status and vegetative homeostasis for newborns in late neonatal period. The methodological basis is conception of typological variability for physiological human individuality. There are 137 newborns (71 boys and 66 girls) in late neonatal period (10–14 days). The methods are the complex evaluation of physical child development according to the tables of centile types, the determination of spontaneous motor activity (SMA) during daily cycle, the evaluation of main cardiovascular system data and daily monitoring Heart Rate, the data of heart rhythm variability, the study of phsyco-motor status on muscles tonus basis which are responsible for reflexes and movement. The results of research show the typological variability of spontaneous physical activities among health population newborns in neonatal period and presents three functional types: children with low, medium, high spontaneous physical activities. Complex evaluation of morph functional data, vegetative homeostasis, phsyco-motor status among children with different SMA identify three variants of physiological norm for development: tonic (low SMA), harmonic (medium SMA) and kinetic (high SMA).

Keywords: spontaneous physical activities, late neonatal period, physiological norm of phsyco-motor development.

УДК 612.843.74+617.75

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОСПРИЯТИЯ ОБЪЕМНЫХ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ФИГУР ИЗ ВРАЩАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ ИХ ДВУХМЕРНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ У ДЕТЕЙ С ОФТАЛЬМОПАТОЛОГИЕЙ

© 2023 г. С. И. Рычкова^{1, 2, *}, Р. И. Сандимиров³

¹ФГБУН Институт проблем передачи информации имени А.А. Харкевича РАН,
Москва, Россия

²Медико-биологический университет инноваций и непрерывного образования
ФГБУ «Государственный научный центр РФ – Федеральный медицинский биофизический центр
имени А.И. Бурназяна» ФМБА РФ, Москва, Россия

³ФГАОУ ВО Российский национальный исследовательский медицинский университет
имени Н.И. Пирогова МЗ РФ, Москва, Россия

*E-mail: lana.rych@mail.ru

Поступила в редакцию 22.01.2023 г.

После доработки 28.03.2023 г.

Принята к публикации 07.04.2023 г.

Проявления иллюзии трехмерной структуры, появляющейся при вращении плоской проекции трехмерного объекта (*structure from motion (SfM)*) были исследованы в трех группах детей в возрасте от 7 до 17 лет: 1) 40 детей контрольной группы с ортотропией, нормальным состоянием зрительных функций (в том числе бинокулярного и стереозрения) и глазного дна; 2) 33 ребенка с содружественным (непаралитическим) косоглазием и нормальным состоянием глазного дна; 3) 50 детей с косоглазием на фоне врожденной частичной атрофии зрительного нерва (ЧАЗН). В качестве тестового изображения использовали фигуру шестиугольника с диагоналями, проходящими через его центр, предъявляемого в бинокулярных и монокулярных условиях наблюдения в виде неподвижного изображения, и при его вращении со скоростью 5, 10, 15, 20, 30, 40 об./мин (*rpt*). Было показано, что восприятие объемной структуры в виде куба возможно при неподвижном предъявлении тестового изображения у 2–3% детей как контрольной группы, так и групп детей с косоглазием в бинокулярных и в монокулярных условиях наблюдения. При вращении тестового изображения как в бинокулярных, так и в монокулярных условиях наблюдения, количество детей, воспринимавших куб, во всех группах увеличивалось при повышении скорости вращения изображения, достигало максимальных значений при 15–30 об./мин и значительно снижалось при 40 об./мин. В контрольной группе при переходе от бинокулярных условий наблюдения к монокулярным существенно увеличивается количество детей, воспринимающих изображение как куб, при скоростях вращения 5 об./мин ($p = 0.023$), 10 об./мин ($p = 0.005$), 20 об./мин ($p = 0.002$) и 30 об./мин ($p = 0.001$). В группах детей с косоглазием (как на фоне нормального глазного дна, так и на фоне ЧАЗН) бинокулярные и монокулярные показатели были статистически сопоставимы ($p > 0.05$). Сравнение показателей в разных группах демонстрировало большее количество детей, воспринимающих объемную фигуру в контрольной группе, чем в обеих группах детей с косоглазием при некоторых скоростях вращения тестового изображения (от 10 до 20 об./мин). В группах детей с косоглазием на фоне нормального глазного дна и детей с косоглазием на фоне ЧАЗН бинокулярные и монокулярные показатели статистически сопоставимы для всех скоростей вращения изображения. Не было выявлено достоверной зависимости характера восприятия тестового изображения от возраста во всех исследуемых группах детей. Таким образом, наряду с общими закономерностями проявлений *SfM* у детей исследуемых групп, выявлены различия, обусловленные характером взаимодействия монокулярных и бинокулярных механизмов пространственного восприятия в норме и при офтальмопатологии. Таким образом, исследование *SfM* может использоваться для оценки эффектов глубины и силовых отношений монокулярного и бинокулярного механизмов пространственного восприятия в норме и при офтальмопатологии.

Ключевые слова: структура из движения, косоглазие, амблиопия, эффект глубины.

DOI: 10.31857/S0131164623600040, **EDN:** WZLERA

Пространственное зрительное восприятие является сложным процессом, включающим анализ

отдельных признаков зрительного сигнала, создание адекватных гипотез о характере стимула,

отнесение его к определенной категории, сравнение с имеющимся внутренним эталоном экстраперсонального пространства и схемой тела [1–7].

Физиологическую основу пространственного восприятия чаще связывают с бинокулярной системой, интегрирующей сигналы, поступающие в мозг от каждого глаза в единый образ трехмерного внешнего мира. При этом сигналы от объектов, попадающих в зону бинокулярного поля зрения (составляющего примерно 120° по горизонтали), приходят в соседние колонки глазодоминантности зрительной коры и затем к бинокулярным нейронам каждого полушария. Идентичными (корреспондирующими) элементами являются центральные ямки сетчатки обоих глаз, а также зоны сетчатки, расположенные симметрично по отношению к центральным ямкам (элементы назальной сетчатки одного глаза являются корреспондирующими по отношению к элементам височной половины сетчатки парного глаза, и наоборот). Благодаря этому корреспондирующие зоны сетчаток того и другого глаза имеют одно и то же субъективное зрительное направление. Несовпадающие точки сетчаток называют диспаратными. Горизонтальная диспаратность служит необходимым ориентиром для восприятия рельефа и глубины [1–7].

Между тем, видимый одним глазом окружающий мир не является для наблюдателя плоским за счет достаточно большого количества монокулярных признаков глубины, позволяющих оценивать трехмерность пространства (более близкие предметы частично закрывают более дальние, градиент текстуры, близость к горизонту, линейная перспектива, распределение света и тени и др.) [3, 4].

Наиболее выраженный эффект глубины в монокулярных условиях возникает при взаимном смещении проекций разноудаленных объектов на сетчатку при перемещении наблюдателя или самих объектов, отражая геометрию зрительной сцены. На сетчатке при этом получается последовательность “кадров”, которые могут объединяться в стереопары, что позволяет обеспечить точность пространственного анализа, не уступающую бинокулярным условиям наблюдения [1–4, 8].

В настоящее время в исследованиях, посвященных эффектам глубины, возникающих при наблюдении движущихся плоских изображений, используется несколько близких по смыслу терминов: стереокинетический эффект (*stereokinetic effect*), кинетический эффект глубины (*kinetic depth effect*), структура из движения (*structure from motion*) [8].

Под термином “стереокинетический эффект” (СЭ) принято понимать эффект глубины, возникающий при вращении плоских эллиптических

или кольцевых изображений со смещенным центром (эксцентриситетом) [1, 2, 9–12]. Одно из наиболее ранних известных описаний СЭ было сделано С. Musatti в 1955 г. [9].

Для описания эффекта восприятия объемной структуры, создаваемой тенью вращающегося трехмерного объекта, H. Wallach и D. O’Connell впервые использовали термин “кинетический эффект глубины” (*kinetic depth effect — KDE*) [13]. Возникновение данного эффекта объясняют процессами ассоциации на уровне центрального отдела зрительного анализатора между ретинальной проекцией и трехмерным объектом. В некоторых случаях такие ассоциации могут быть причиной восприятия 3D структуры даже при отсутствии движения проекции объекта [13].

В дальнейшем, благодаря работам S. Ullman [14], посвященным исследованию эффекта глубины и объема при движении проекций двух прозрачных цилиндров с нанесенными на их поверхность в случайном порядке точками, появился термин “структура из движения” (*structure from motion — SfM*), ставший более распространенным, чем KDE [14–17].

В настоящее время наиболее изученным с точки зрения характеристик векторных отношений бинокулярного и монокулярного механизмов пространственного зрения в норме, а также при неврологической и офтальмологической патологии является СЭ [1, 2, 18–20]. В работах, проводившихся в данном направлении, были выявлены особенности проявления СЭ, характеризующиеся уменьшением или исчезновением разницы между бинокулярными и монокулярными оценками СЭ (как за счет повышения бинокулярных оценок, так и за счет снижения монокулярных) у взрослых и детей при нарушениях бинокулярного зрения (при неврологической патологии, амблиопии, косоглазии) [1, 2, 18, 20]. Было показано, что при органической патологии глазного дна (например, у пациентов с частичной атрофией зрительного нерва (ЧАЗН)), также наблюдается уменьшение разницы между монокулярными и бинокулярными показателями за счет снижения монокулярных показателей [19, 21–26].

Наряду с СЭ не менее важным представляется изучение возможностей и других способов создания эффектов глубины на основе последовательных зрительных образов при наблюдении вращающихся плоских геометрических фигур. Так, например, в своем исследовании SfM в группе здоровых взрослых (в возрасте от 19 до 24 лет) испытуемых U. Vanzelli и M. Farne [27] использовали тестовое изображение в виде светлого шестиугольника на черном фоне с диагоналями, проходящими через его центр. Изображение проецировалось при помощи светопроектора на черный плоский экран в темной комнате на расстоянии

1 м от глаз испытуемого. Авторами была показана зависимость восприятия здоровыми субъектами (испытуемыми) вращающегося двухмерного плоского изображения шестиугольника от скорости его вращения — максимальное количество испытуемых, воспринимавших плоское изображение как объемную фигуру (куб или пирамиду), было максимальным при скорости вращения изображения 10 об./мин [27].

Между тем, исследования возможностей данной методики для изучения особенностей пространственного восприятия у пациентов с нарушениями бинокулярного зрения и другой офтальмопатологией в настоящее время проведено не было. Важно также отметить, что эти исследования проводились с использованием не компьютерных технологий, а светопроектора, поэтому результаты могли иметь некоторые погрешности.

Учитывая большой интерес современной нейробиологии и офтальмологии к проблеме изучения нейронных структур и механизмов, участвующих в организации пространственного зрения, исследования способности к восприятию объемных структур при наблюдении вращательного движения плоских изображений не только у здоровых взрослых, но также у детей с ЧАЗН (представляющей собой дегенеративный процесс в ганглиозных клетках сетчатки и их аксонах) и амблиопией (связанной с процессами торможения на уровне центрального отдела зрительного анализатора) имеют особое значение.

Цель настоящей работы — исследовать возможности зрительного анализатора по выявлению эффекта трехмерной структуры при различных скоростях вращательного движения ее двухмерного изображения, представленного на экране монитора.

МЕТОДИКА

Под наблюдением находилось 123 ребенка в возрасте от 7 до 17 лет, которые в результате стандартного офтальмологического обследования были разделены на 3 группы: 1) 40 детей контрольной группы (средний возраст 11.9 ± 0.5 лет; 19 мальчиков и 21 девочка) с ортотропией, нормальным состоянием зрительных функций (в том числе бинокулярного и стереозрения), а также сетчатки и зрительного нерва; 2) 33 ребенка с содружественным (непаралитическим) косоглазием и нормальным состоянием глазного дна (средний возраст 12.1 ± 0.5 лет; 15 мальчиков и 18 девочек); 3) 50 детей с содружественным косоглазием на фоне врожденной частичной атрофии зрительного нерва обоих глаз (средний возраст 12.5 ± 0.03 лет; 23 мальчика и 27 девочек).

Все дети контрольной группы имели нормальное бинокулярное и стереозрение с классическими

офтальмологическими тестами. Рефракция была эметропической у 16 (40%) детей, гиперметропической — у 5 (12.5%) детей, миопической — у 18 (45%) детей, и смешанный астигматизм — у 1 (2.5%) ребенка. Острота зрения (у детей с эметропией без коррекции, у детей с аметропией с коррекцией) составляла не меньше 0.9 (для лучше видящего глаза в среднем 0.92 ± 0.02 , для хуже видящего глаза — в среднем 0.91 ± 0.02).

Группа детей с косоглазием на фоне нормального глазного дна включала 25 (75.8%) детей со сходящимся косоглазием и 8 (24.2%) детей с расходящимся косоглазием. Все дети данной группы имели нарушения бинокулярного зрения и отсутствие стереозрения с классическими офтальмологическими тестами. Рефракция была гиперметропической — у 26 (78.8%) детей, миопической — у 4 (12.5%) детей и трое (9.1%) детей были с односторонней артифакцией. У всех детей наблюдалась дисбинокулярная двусторонняя амблиопия слабой степени. Острота зрения лучше видящего глаза составляла от 0.65 до 0.8 (в среднем 0.77 ± 0.03), хуже видящего глаза от 0.45 до 0.65 (в среднем 0.54 ± 0.05).

Группа детей с косоглазием на фоне врожденной частичной атрофии зрительного нерва (ЧАЗН) обоих глаз включала 32 (64%) ребенка со сходящимся косоглазием и 18 (36%) детей с расходящимся косоглазием. Все дети данной группы имели нарушения бинокулярного зрения и отсутствие стереозрения с классическими офтальмологическими тестами. Рефракция была гиперметропической — у 19 (38%) детей, миопической — у 22 (44%) детей, смешанный астигматизм — у 5 (10%) детей и четверо (8%) детей были с двусторонней артифакцией. Острота зрения лучше видящего глаза составляла от 0.2 до 0.4 (в среднем 0.32 ± 0.03), хуже видящего глаза — от 0.1 до 0.25 (в среднем 0.18 ± 0.02).

По результатам предыдущего обследования невролога в рамках диспансерного осмотра ни у кого из включенных в исследование детей не были выявлены нарушения нейропсихического развития.

Предъявляемое тестовое изображение представляло собой фигуру в виде белого шестиугольника с проходящими через его центр шестью диагоналями на черном фоне экрана монитора (рис. 1).

Диаметр фигуры составлял 20 см, толщина всех линий 3 мм. Данное тестовое изображение предъявляли испытуемому с расстояния 2 м от глаз в мезопических условиях освещения (в наших исследованиях 250 лкс). Вариантами предъявления тестового изображения на экране монитора были следующие: 1) статичное (неподвижное) предъявление, 2) со скоростью вращения 5 об./мин; 3) со скоростью вращения 10 об./мин; 4) со скоростью вращения 15 об./мин; 5) со ско-

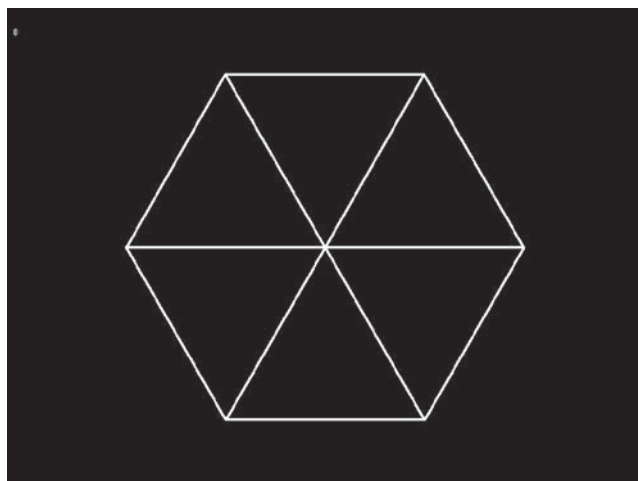


Рис. 1. Тестовое изображение.

ростью вращения 20 об./мин; 6) со скоростью вращения 30 об./мин; 7) со скоростью вращения 40 об./мин. Центр вращения совпадал с центром фигуры. Использовали как бинокулярные условия наблюдения (при двух открытых глазах), так и монокулярные (один глаз открыт, а другой прикрыт заслонкой). Варианты предъявления тестового изображения и условия наблюдения меняли в случайном порядке. Время наблюдения не ограничивали, но обычно оно составляло 1–2 мин для каждого варианта предъявления стимула. Задачей испытуемого было описать свои зрительные впечатления (плоская фигура или объемная, на что похожа). Отмечали следующие основные три градации ответов: 1) плоская фигура (описываемая как плоский шестиугольник с диагоналями, колесо, снежинка, пицца, пропеллер, медуза), 2) слабое ощущение объема (зонтик, шестиугольник с выпуклой или немного проваливающейся серединой, небольшая пирамида), 3) объемная фигура (чаще всего описываемая как куб с прозрачными гранями). Иногда восприятие куба было неустойчивым — куб периодически превращался в плоскую фигуру, но затем снова появлялся куб. В таких случаях описание восприятия фигуры фиксировали как наличие куба. Исследование было организовано таким образом, чтобы дети, прошедшие и непрошедшие тестирование, между собой не общались.

Статистическую обработку материала проводили при помощи программы *SPSS*. Для сравнения связанных выборок использовали *W*-критерий Уилкоксона, для межгрупповых сравнений — *U*-критерий Манна-Уитни. Статистическая значимость была установлена на уровне 0.05.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Анализируя полученные данные нужно отметить, что при неподвижном предъявлении тестового изображения не более 2–3% детей в каждой группе как в бинокулярных, так и в монокулярных условиях наблюдения были способны воспринимать данное изображение как каркас куба, остальные дети воспринимали его как плоскую фигуру (вариантами ее описания детьми были — шестиугольник с диагоналями, пицца, колесо со спицами, снежинка).

При подвижном предъявлении тестового изображения у всех детей контрольной группы в монокулярных условиях характер восприятия зрительной информации от лучше видящего глаза соответствовал характеру восприятия зрительной информации от хуже видящего глаза. Предъявление изображения с минимальной скоростью 5 об./мин вызывало эффект восприятия его в виде куба у 10% детей в бинокулярных условиях наблюдения, а в монокулярных условиях — у 22.5% детей (в 2 раза больше). Максимальное количество детей контрольной группы, воспринимавших куб, в бинокулярных условиях выявлялось при скоростях вращения изображения 15 и 20 об./мин (50% детей) и в монокулярных условиях при скорости 20 об./мин (77.5% детей). При дальнейшем увеличении скорости вращения фигуры до 40 об./мин количество детей, воспринимавших изображение как куб, уменьшалось и составляло в группе контроля только 10% в бинокулярных условиях и 15% — в монокулярных (рис. 2).

При максимальной скорости вращения изображения (40 об./мин) большинство детей во всех группах описывали его как вентилятор, колесо велосипеда, медузу с волнистыми краями или пропеллер.

Увеличение количества детей контрольной группы, воспринимающих изображение как куб, в монокулярных условиях по сравнению с бинокулярными являлось статистически достоверным при скоростях вращения 5 об./мин ($p = 0.023$), 10 об./мин ($p = 0.005$), 20 об./мин ($p = 0.002$) и 30 об./мин ($p = 0.001$). При скоростях вращения 15 и 40 об./мин показатели для монокулярных и бинокулярных условий были сопоставимы ($p > 0.05$).

У всех детей с косоглазием на фоне нормального глазного дна в монокулярных условиях характер восприятия зрительной информации (плоское изображение, слабый объем или куб) от лучше видящего глаза соответствовал характеру восприятия зрительной информации от хуже видящего глаза, однако семь детей из данной группы с разницей в остроте зрения 0.3–0.4 отмечали более выраженный объем и более четкое восприятие фигуры при наблюдении его лучше видящим глазом по сравнению с хуже видящим. При увеличении скорости вращения тестового изображения в

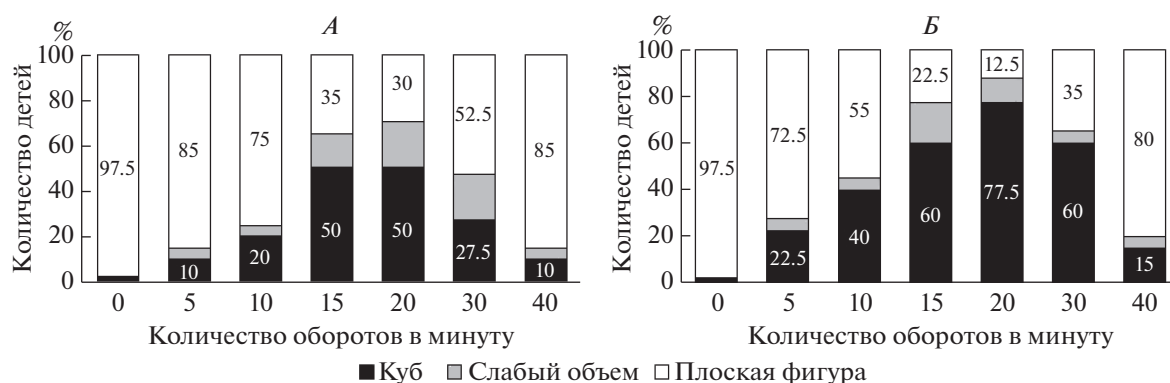


Рис. 2. Распределение детей контрольной группы в зависимости от восприятия изображения, предъявляемого с различной скоростью вращения в бинокулярных (А) и в монокулярных (Б) условиях наблюдения.

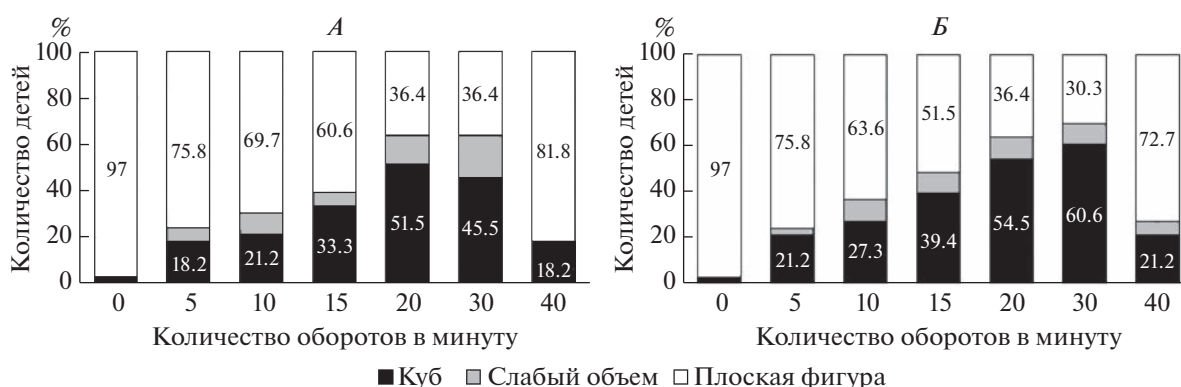


Рис. 3. Распределение детей с косоглазием на фоне нормального глазного дна в зависимости от восприятия изображения, предъявляемого с различной скоростью вращения в бинокулярных (А) и в монокулярных (Б) условиях наблюдения.

данной группе, так же как и в контрольной, наблюдалось увеличение количества детей, воспринимающих изображение в виде куба. Максимальное количество детей, воспринимавших изображение объемным, выявлялось в бинокулярных условиях при скорости вращения 20 об./мин (51.5% детей), в монокулярных условиях — при скорости вращения 30 об./мин (60.6% детей). При дальнейшем увеличении скорости вращения фигуры до 40 об./мин количество детей, воспринимавших изображение как куб, уменьшалось и составляло в этой группе 18.2% детей при бинокулярных условиях наблюдения и 21.2% детей при монокулярных (рис. 3). При максимальной скорости вращения изображения большинство детей, как и в контрольной группе, описывали его как вентилятор, колесо велосипеда, медузу с волнистыми краями или пропеллер.

Сравнение количества детей данной группы, воспринимавших куб, в бинокулярных и монокулярных условиях наблюдения показало отсутствие достоверной разницы при всех скоростях вращения изображения ($p > 0.05$).

Достоверная корреляция с остротой зрения не была выявлена ($p > 0.05$), вероятно в связи с тем, что у всех детей данной амблиопия была слабой степени, и максимальная разница в остроте зрения составляла 0.15–0.2.

В группе детей с косоглазием на фоне ЧАЗН во всех случаях в монокулярных условиях характер восприятия зрительной информации от лучше видящего глаза соответствовал характеру восприятия зрительной информации от хуже видящего глаза. Максимальное количество детей, воспринимавших куб, было в бинокулярных условиях при скоростях вращения 15 и 20 об./мин (44% детей) и в монокулярных условиях — при скорости вращения 20 об./мин (48% детей). При дальнейшем увеличении скорости вращения фигуры до 40 об./мин количество детей, воспринимавших изображение как куб, уменьшалось и составляло в группе детей с косоглазием на фоне ЧАЗН — 22% в бинокулярных условиях и 24% в монокулярных (рис. 4). Описание зрительного образа при такой максимальной скорости у большинства детей данной группы было похожим на коммен-

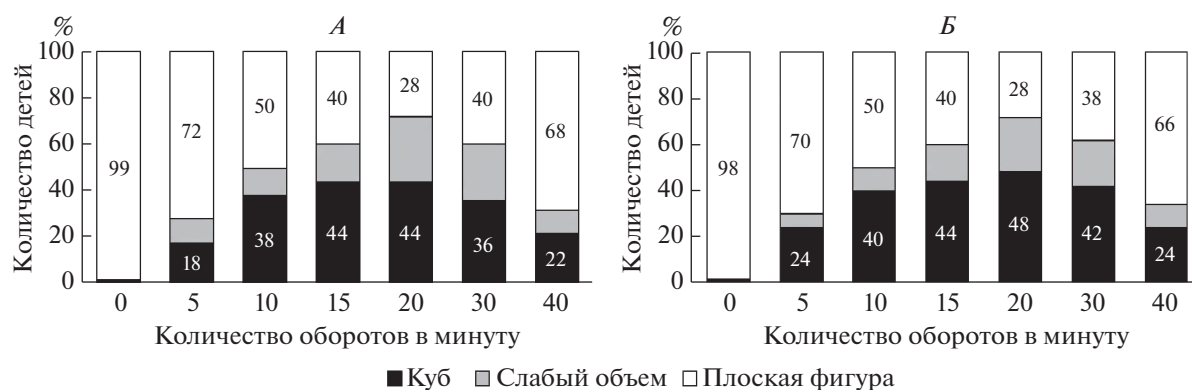


Рис. 4. Распределение детей с косоглазием на фоне частичной атрофии зрительного нерва (ЧАЗН) в зависимости от восприятия изображения, предъявляемого с различной скоростью вращения в бинокулярных (А) и в монокулярных (Б) условиях наблюдения.

тарии детей других групп (вентилятор, колесо велосипеда, медуза с волнистыми краями, пропеллер). Достоверная корреляция с остротой зрения в этой группе детей также не была выявлена ($p > 0.05$), предположительно в связи с тем, что у всех детей группы острота зрения была низкой без существенных различий (максимальная разница 0.2).

Сравнение количества детей данной группы, воспринимавших куб, в бинокулярных и монокулярных условиях наблюдения также показало отсутствие достоверной разницы при всех скоростях вращения изображения ($p > 0.05$).

Межгрупповой сравнительный анализ показал, что сравнение характера восприятия изображения между контрольной группой и группой детей с косоглазием на фоне нормального глазного дна при каждой скорости вращения позволило выявить достоверно большее количество детей, воспринимающих изображение как куб в контрольной группе, чем у детей с косоглазием в монокулярных условиях при скоростях вращения 15 и 20 об./мин ($p = 0.03$ и $p = 0.02$ соответственно). Для бинокулярных условий достоверной разницы не было обнаружено. Сравнение показателей контрольной группы и группы детей с косоглазием на фоне ЧАЗН показало достоверно большее количество детей, воспринимающих изображение как куб в контрольной группе в монокулярных условиях при скорости вращения 20 об./мин ($p = 0.006$) и в бинокулярных условиях при скорости вращения 10 об./мин ($p = 0.02$). В остальных случаях достоверная разница не выявлялась.

При сравнении групп детей с косоглазием на фоне нормального глазного дна и детей с косоглазием на фоне ЧАЗН бинокулярные и монокулярные показатели были статистически сопоставимы для всех скоростей вращения изображения ($p > 0.05$).

Во всех группах детей результаты для мальчиков были сопоставимы с результатами для девочек ($p > 0.05$ по критерию χ -квадрат).

Корреляционный анализ не выявил достоверной зависимости характера воспринимаемого изображения от возраста обследуемых во всех группах ($p > 0.05$). На диаграммах представлены результаты корреляционного анализа характера воспринимаемого изображения от возраста при скорости вращения тестового изображения 20 об./мин, так как при такой скорости частота восприятия объемного изображения была максимальной в большинстве случаев (рис. 5–7). При этом нужно отметить статистическую тенденцию к увеличению частоты восприятия объемного изображения с возрастом детей контрольной группы в бинокулярных условиях наблюдения (рис. 5, А).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Результаты данного исследования хорошо согласуются с полученными нами данными в предыдущих работах, посвященных изучению СЭ у детей с ЧАЗН и у детей с оперированным содружественным (непаралитическим) косоглазием [19, 20].

В исследованиях СЭ эффекта у детей с ЧАЗН мы использовали кольцевые тестовые изображения с эксцентриситетом (смещенным центром) 0.2, 0.4, 0.6 и 0.8. Тестовые изображения предъявляли на экране монитора с разной скоростью вращения (от 2 до 90 об./мин) [19]. Было показано, что у большинства (63.9%) детей с ЧАЗН при наблюдении кольцевого тестового изображения с минимальным эксцентриситетом (0.2) и минимальной скоростью вращения (2 об./мин), эффекта глубины не возникало в отличие от детей контрольной группы, а при увеличении скорости вращения более 30 об./мин СЭ появлялся у всех детей (как в контрольной группе, так и в группе с ЧАЗН) при любом эксцентриситете [19]. Было

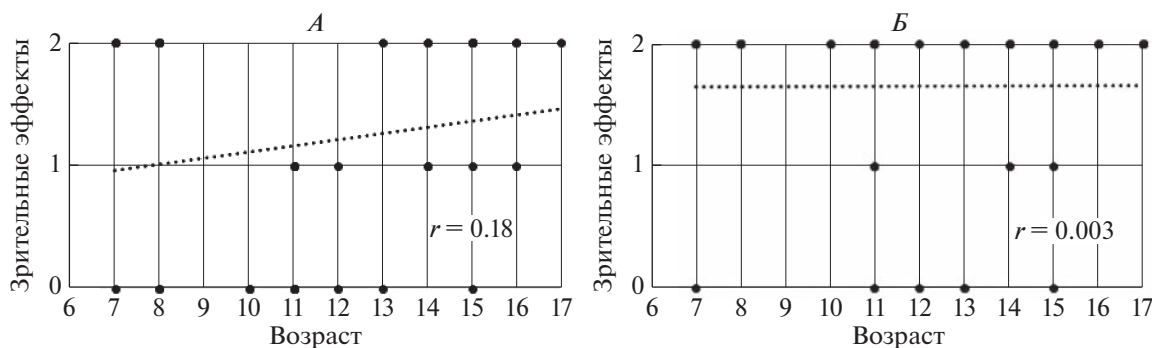


Рис. 5. Зависимость зрительного эффекта от возраста детей контрольной группы при исследовании в бинокулярных (А) и монокулярных (Б) условиях наблюдения.

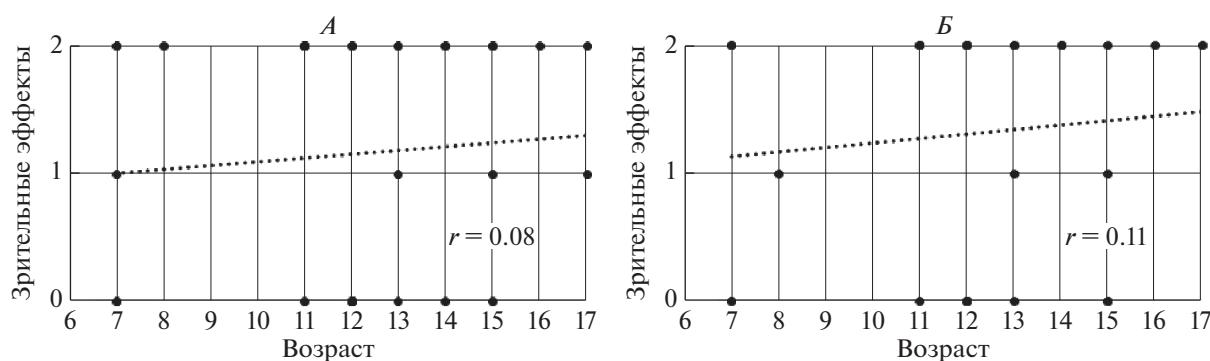


Рис. 6. Зависимость зрительного эффекта от возраста детей с косоглазием на фоне нормального глазного дна при исследовании в бинокулярных (А) и монокулярных (Б) условиях наблюдения.

также показано, что бинокулярные оценки выраженности СЭ в группе детей с ЧАЗН были сопоставимы с монокулярными оценками в отличие от детей контрольной группы, у которых монокулярные оценки выраженности СЭ значительно превышали бинокулярные. На основании полученных данных было сделано предположение о сдвиге силовых отношений монокулярного и би-

нокулярного механизмов пространственного зрения в сторону монокулярного [19].

В другой нашей работе [20], посвященной оценке динамики СЭ в результате функционального лечения детей с остаточной микродевиацией после хирургического лечения содружественного косоглазия, были получены данные, демонстрирующие возможности использования СЭ в мони-

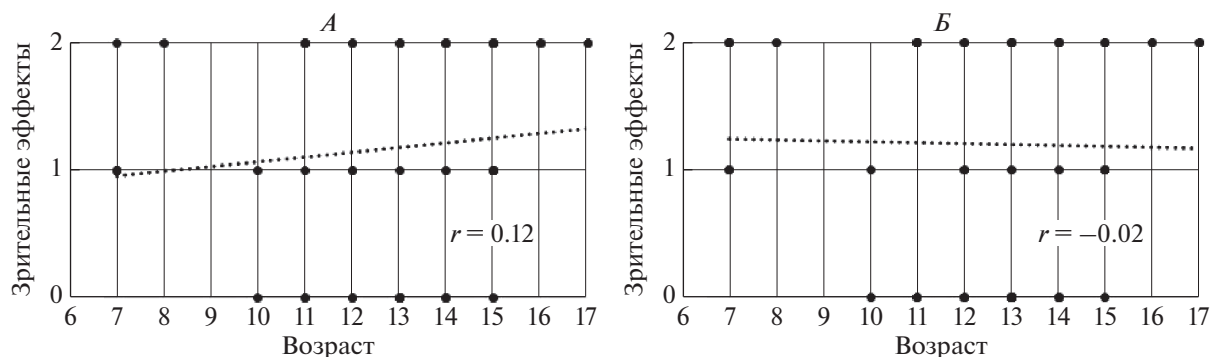


Рис. 7. Зависимость зрительного эффекта от возраста детей с частичной атрофией зрительного нерва (ЧАЗН) при исследовании в бинокулярных (А) и монокулярных (Б) условиях наблюдения.

торинге силовых отношений бинокулярного и монокулярного механизмов пространственного зрения в ходе лечения. Была показана положительная динамика в виде сдвига векторных отношений механизмов пространственного зрения в сторону усиления влияния бинокулярного механизма [20].

Анализ результатов данного исследования *SfM*, также как и анализ результатов предыдущего исследования СЭ позволяет предположить, что различия характера восприятия тестового изображения в монокулярных и бинокулярных условиях наблюдения у детей контрольной группы обусловлены нормальными силовыми соотношениями бинокулярного и монокулярного механизмов пространственного зрения. В обеих группах детей с косоглазием (на фоне нормального глазного дна и на фоне ЧАЗН), в отличие от детей контрольной группы, нарушения бинокулярного механизма приводят к сдвигу силовых отношений механизмов пространственного зрения в сторону монокулярного. Следует отметить, что нарушения бинокулярного зрения, очевидно имеют в этом процессе большее значение, чем состояние глазного дна, учитывая сопоставимость показателей детей двух групп с косоглазием.

Снижение остроты зрения, обусловленное как центральным торможением (у пациентов с дисбинокулярной амблиопией), так и дегенеративными изменениями ганглиозных клеток сетчатки и их аксонов (у пациентов с ЧАЗН), очевидно, может быть причиной уменьшения выраженности *SfM*, судя по разнице монокулярных показателей детей контрольной группы и детей обеих групп с косоглазием при некоторых скоростях вращения изображения.

Таким образом, показано, что исследование *SfM*, также как и исследование СЭ может использоваться для оценки эффектов глубины и силовых отношений монокулярного и бинокулярного механизмов пространственного восприятия в норме и при офтальмопатологии.

ВЫВОДЫ

1. Восприятие объемного изображения возможно при неподвижном предъявлении тестового двухмерного изображения у 2–3% детей как контрольной группы, так и групп детей с косоглазием в бинокулярных и в монокулярных условиях наблюдения.

2. При вращении тестового изображения как в бинокулярных, так и в монокулярных условиях наблюдения, количество детей, воспринимавших объемную структуру, во всех группах увеличивалось при повышении скорости вращения изображения, достигало максимальных значений при

15–30 об./мин и значительно снижалось при 40 об./мин.

3. В контрольной группе при переходе от бинокулярных условий наблюдения к монокулярным существенно увеличивается количество детей, воспринимающих изображение как куб, при скоростях вращения 5 об./мин ($p = 0.023$), 10 об./мин ($p = 0.005$), 20 об./мин ($p = 0.002$) и 30 об./мин ($p = 0.001$).

4. В группах детей с косоглазием (как на фоне нормального глазного дна, так и на фоне ЧАЗН) бинокулярные и монокулярные показатели статистически сопоставимы ($p > 0.05$).

5. Сравнение показателей в разных группах демонстрирует большее количество детей, воспринимающих объемную фигуру в контрольной группе, чем в обеих группах детей с косоглазием при некоторых скоростях вращения тестового изображения (от 10 до 20 об./мин).

6. Не выявлено достоверной зависимости характера восприятия тестового изображения от возраста во всех исследуемых группах детей.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Института проблем передачи информации им. А.А. Харкевича РАН (Москва).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им или его законным представителем (для несовершеннолетних) после разъяснения потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Могилев Л.Н. Механизмы пространственного зрения. М.: Наука, 1982. 112 с.
2. Рычков И.Л. Пространственное зрение человека и животных. Иркутск: Издательство Иркутского университета, 1990. 216 с.
3. Рожкова Г.И., Матвеев С.Г. Зрение детей: проблемы оценки и функциональной коррекции. М.: Наука, 2007. 315 с.
4. Рожкова Г.И., Алексеенко С.В. Зрительный дискомфорт при восприятии стереоскопических изображений как следствие непривычного распределения нагрузки на разные механизмы зрительной системы // Мир техники кино. 2011. Т. 21. № 3. С. 12.
5. Рожкова Г.И., Васильева Н.Н. Взаимодействие бинокулярного и стереокинетического механизмов восприятия глубины у детей с нормальным и нару-

- шенным бинокулярным зрением // Сенсорные системы. 2001. Т. 15. № 1. С. 61.
6. Howard I.P., Fujii Y., Allison R.S. Interactions between cues to visual motion in depth // J. Vis. 2014. V. 14. № 2. P. 14.
 7. Thompson L., Ji M., Rokers B., Rosenberg A. Contributions of binocular and monocular cues to motion-in-depth perception // J. Vis. 2019. V. 19. № 3. P. 2.
 8. Vezzani S., Kramer P., Bressan P. Stereokinetic effect, kinetic depth effect, and structure from motion / The Oxford Handbook of Perceptual Organization. Oxford University Press. Oxford UK, 2014. 26 p.
 9. Musatti C.L. La stereocinesi e il problema della struttura dello spazio visibile // Rivista di Psicologia. 1955. V. 49. P. 3.
 10. Wieland B.A., Mefferd R.B. Perception of depth in rotating objects: Asim-metry and velocity as the determinants of the stereokinetic effect // Percept Mot. Skills. 1968. V. 26. № 3. P. 671.
 11. Mogylev L.N., Rychkov I.L., Rizolatti G. Alcune osservazioni sui fenomeni stereocinetici // Boll. Soc. Ital. Biol. Sper. 1978. V. 5. № 18. P. 1763.
 12. Fischer G.T. Factors affecting estimation of depth with variations of the stereokinetic effect // Am. J. Psychol. 1956. V. 69. № 2. P. 252.
 13. Wallach H., O'Connell D. The kinetic depth effect // J. Exp. Psychol. 1953. V. 45. № 4. P. 205.
 14. Ullman S. The interpretation of structure from motion // Proc. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci. 1979. V. 203. № 1153. P. 405.
 15. Ferris S.H. Motion parallax and absolute distance // J. Exp. Psychol. 1972. V. 95. № 2. P. 258.
 16. Holmin J., Nawro M. Motion parallax thresholds for unambiguous depth perception // Vision Res. 2015. V. 115. P. 40.
 17. Shindler A., Bartels A. Motion parallax links visual motion areas and scene regions // Neuroimage. 2016. V. 125. P. 803.
 18. Рычкова С.И., Васильева Н.Н. Взаимоотношение монокулярных и бинокулярных механизмов пространственного восприятия при разных видах амблиопии // Сенсорные системы. 2011. Т. 25. № 2. С. 119.
 19. Рычкова С.И., Сандимиров Р.И., Кособуцкая Л.В. Зависимость стереокинетического эффекта от скорости вращения и эксцентриситета тестового изображения у детей с частичной атрофией зрительного нерва // Физиология человека. 2019. Т. 45. № 4. С. 13.
Rychkova S.I., Sandimirov R.I., Kosobutskaya L.V. Dependence of the stereokinetic effect on the rotational speed and eccentricity of the test image in children with partial optic atrophy // Human Physiology. 2019. V. 45. № 4. P. 356.
 20. Рычкова С.И., Лихванцева В.Г. Взаимоотношения монокулярного и бинокулярного механизмов пространственного восприятия до и после функционального лечения у детей с послеоперационной остаточной микродевиацией // Офтальмохирургия. 2019. № 4. С. 42.
 21. Kim H.R., Angelaki D.E., DeAngelis G.C. Gain modulation as a Mechanism for Coding depth from motion parallax in macaque area MT // J. Neurosci. 2017. V. 37. № 34. P. 8180.
 22. Nadler J.W., Barbash D., Kim H.R. et al. Joint representation of depth from motion parallax and binocular disparity cues in macaque area MT // J. Neurosci. 2013. V. 33. № 35. P. 14061.
 23. Brodsky M.C. Optic atrophy in children / Pediatric Neuro-Ophthalmology. NY: Springer, 2016. P. 199.
 24. Peragallo J.H., Keller S., van der Knaap M.S. et al. Retinopathy and optic atrophy: Expanding the phenotypic spectrum of pathogenic variants in the AARS2 gene // Ophthalmic Genet. 2018. V. 39. № 1. P. 99.
 25. Turan K.E., Sekeroglu H.T., Koc I., Sanac A.S. Bilateral optic disc pathologies as an accompanying feature of comitant strabismus in children // Int. Ophthalmol. 2018. V. 38. № 2. P. 425.
 26. Васильева Н.Н., Рычкова С.И., Рожкова Г.И. Монокулярные и бинокулярные механизмы пространственного восприятия у слабовидящих детей с заболеваниями сетчатки и зрительного нерва // Дефектология. 2010. № 6. С. 39.
 27. Vanzelli U., Farne M. Movimento dello stimolo e tridimensionalita // Boll. Soc. Ital. Biol. Sper. 1970. V. 46. № 11. P. 529.

Investigation of the Perception of Three-Dimensional Geometric Figures from the Rotational Movement of Their Two-Dimensional Image in Children with Ophthalmopathology

S. I. Rychkova^{a, b, *}, R. I. Sandimirov^c

^aInstitute for Information Transmission Problems of the RAS, Moscow, Russia

^bBiomedical University of Innovation and Continuing Education of the Federal State Research Center of the Russian Federation, A.I. Burnazyan Federal Medical Biophysical Center of the FMBA of Russia, Moscow, Russia

^cPirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia

*E-mail: lana.rych@mail.ru

Manifestations of the illusion of a three-dimensional structure appearing when rotating a flat projection of a three-dimensional object (structure from motion (SfM)) were studied in three groups of children aged 7 to 17 years: 1) 40 children of the control group with orthotropy, the normal state of visual functions (including binocular and stereovision) and fundus; 2) 33 children with non-paralytic strabismus and normal fundus con-

dition; 3) 50 children with non-paralytic strabismus on the background of congenital partial atrophy of the optic nerve (PAON). As a test image, we used the figure of a hexagon with diagonals passing through its center, presented in binocular and monocular observation conditions in the form of a still image, and when it rotates at a speed of 5, 10, 15, 20, 30, 40 rpm. It was shown that the perception of a three-dimensional structure in the form of a cube is possible with a stationary presentation of a test image in 2–3% of children of both the control group and groups of children with strabismus in binocular and monocular observation conditions. When rotating the test image in both binocular and monocular observation conditions, the number of children who perceived the cube in all groups increased with increasing image rotation speed, reached maximum values at 15–30 rpm and significantly decreased at 40 rpm. In the control group, during the transition from binocular observation conditions to monocular, the number of children perceiving the image as a cube significantly increases at rotational speeds of 5 rpm ($p = 0.023$), 10 rpm ($p = 0.005$), 20 rpm ($p = 0.002$) and 30 rpm ($p = 0.001$). In groups of children with strabismus (both on the background of normal fundus and on the background of PAON), binocular and monocular indicators were statistically comparable ($p > 0.05$). Comparison of indicators in different groups demonstrated a greater number of children perceiving a three-dimensional figure in the control group than in both groups of children with strabismus at certain speeds of rotation of the test image (from 10 to 20 rpm). In groups of children with strabismus on the background of normal fundus and children with strabismus on the background of PAON, binocular and monocular indicators are statistically comparable for all image rotation speeds. There was no significant dependence of the nature of the perception of the test image on age in all the studied groups of children. Thus, along with the general patterns of SfM manifestations in children of the studied groups, differences were revealed due to the nature of the interaction of monocular and binocular mechanisms of spatial perception in normal and ophthalmopathy. Thus, the SfM study can be used to evaluate the effects of depth and force relations of the monocular and binocular mechanisms of spatial perception in normal and ophthalmopathy.

Keywords: structure of movement, strabismus, amblyopia, depth effect.

УДК 612.821+613.6

СИСТЕМА ГЕМОСТАЗА У ПАССАЖИРОВ И ПИЛОТОВ ВОЗДУШНЫХ СУДОВ

© 2023 г. Д. С. Кузичкин¹, *, К. В. Бетц²

¹ФГБУН ГНЦ РФ – Институт медико-биологических проблем РАН, Москва, Россия

²ФГБНУ “Научно-исследовательский институт медицины труда
имени академика Н.Ф. Измерова”, Москва, Россия

*E-mail: dmitry161985@mail.ru

Поступила в редакцию 22.09.2022 г.

После доработки 10.04.2023 г.

Принята к публикации 10.05.2023 г.

Данный обзор содержит результаты исследований системы регуляции агрегатного состояния крови у пассажиров и членов экипажей воздушных судов, а также наземных модельных экспериментов, имитирующих действие отдельных факторов авиационного полета. По данным большинства исследователей, факторы полета смещают коагуляционный баланс в сторону усиления прокоагулянтного потенциала. Однако возникновение тромботических состояний у пассажиров сопряжено с индивидуальным наличием определенных эндогенных факторов риска: возраста, конституции, наличия заболеваний сердечно-сосудистой системы и наследственной патологии системы гемостаза, некоторых видов гормональной терапии. У пилотов воздушных судов, налет которых значительно превышает таковой у пассажиров, описаны случаи тромбообразования. Упоминания случаев развития геморрагических состояний у летного состава гражданской авиации в доступной литературе не обнаружено.

Ключевые слова: авиационная медицина, гемостаз, свертывание крови, гемокоагуляция, летный труд, пилоты, пассажиры авиарейсов.

DOI: 10.31857/S0131164623700339, **EDN:** XDGPQQ

Система регуляции агрегатного состояния крови (система гемостаза) является важным компонентом формирования гомеостатического равновесия в организме человека. Ее реакции в значительной степени определяют стрессоустойчивость и компенсаторные возможности организма человека при воздействии экстремальных факторов окружающей среды.

Известно, что факторы полета оказывают влияние на функционирование системы регуляции агрегатного состояния крови. В 1988 г. был опубликован обзор [1], посвященный этой теме, в котором обобщались известные на тот момент экспериментальные и клинические данные, а также обсуждалось влияние отдельных факторов полета на систему гемостаза.

Однако более чем за три десятка лет накопилось множество новых данных, полученных с использованием новейшей методологической основы и учитывающих современное представление о функционировании системы гемостаза, связи ее с другими физиологическими системами организма.

Актуальность данной темы только повышается в связи с увеличением спроса на авиаперелеты и

нарастанием объемов авиаперевозок. С особым вниманием необходимо относиться к пилотам воздушных судов, которые длительно находятся под влиянием факторов авиационного полета.

Система гемостаза у пассажиров дальнемагистральных рейсов

Вопросу связи авиационных перелетов и тромботических состояний (ТС) у путешественников посвящен целый ряд исследований. Результаты нескольких из них, включающих добровольцев, не показали коагуляционных нарушений во время длительных полетов. В одном исследовании [2] приняли участие 20 чел., которые были разделены на 2 группы в зависимости от наличия факторов риска развития тромбоза глубоких вен нижних конечностей (ТГВ). В первую группу вошли лица без факторов риска, во вторую — лица как минимум с двумяотягощающими факторами (возраст более 40 лет, индекс массы тела более 30, хроническая венозная недостаточность, гормональная терапия). Молекулярные маркеры свертывания крови и фибринолиза были измерены во время и после двух перелетов, каждый из которых длился

более 8 ч. Признаков выраженного образования тромбина и фибрина не было установлено, так же как не было обнаружено различий между обеими группами в отношении характеристик системы гемостаза.

В еще одно исследование вошли 30 здоровых мужчин от 20 до 30 лет, которые не имели факторов риска развития ТС [3]. За время 11-часового полета не было выявлено признаков активации системы гемостаза.

В то же время масштабный мета-анализ, охватывающий 14 исследований и более 4000 случаев венозной тромбоэмболии, установил в 2 раза более высокий риск развития ТС у путешествующих воздушным транспортом по сравнению с не путешествующими лицами [4]. В этом же исследовании применялся регрессионный мета-анализ для оценки зависимости “доза-ответ” между длительностью авиационных полетов и риском развития ТС: каждые 2 ч полета риск увеличивался как минимум на 26%.

Исследования системы гемостаза во время и после авиационных перелетов чаще всего показывают разнонаправленную динамику изменений, поскольку реакция сильно зависит от индивидуальных особенностей организма. В дополнение к этому, ТС, в частности ТГВ, достаточно распространены в популяции и обычно развиваются через некоторое время после путешествия, что может осложнять проведение эпидемиологических исследований [5]. Большинство исследователей придерживаются мнения, что дальние воздушные перелеты вызывают определенную активацию свертывающей системы, которая может стать риском развития тромбозов, главным образом, когда присутствуют эндогенные факторы риска.

К основным эндогенным факторам риска развития ТС относят возраст старше 40 лет, индекс массы тела более 30 кг/м³, прием оральных контрацептивов, наличие тромбозов в анамнезе, наследственные нарушения свертывания крови, заболевания сердечно-сосудистой системы, перенесенную в течение трех месяцев до полета травму и др. [6]. Свою роль может играть и рост путешественников: к факторам риска относится рост менее 165 см и более 185 см, при которых существенно изменяется кровоток в нижних конечностях во время длительного дискомфортного положения сидя [6, 7].

Длительность и количество совершенных перелетов также оказывает влияние. Факторами риска развития тромбозов является однократный полет длительностью более 8–10 ч, либо несколько полетов подряд длительностью не более 4 ч, либо более частые полеты за короткий промежуток времени (до 3 нед.) независимо от длительности [6].

Так, в работе *A.J. Schreijer et al.* было показано, что условия авиационного полета приводят к увеличению образования тромбина, в особенности у лиц с мутацией Лейдена, а также принимающих оральные контрацептивы [8]. Медианные концентрации тромбин-антитромбинового комплекса (ТАТ) увеличивались на 30.1% после 8-часового перелета (иммобилизация в сочетании с гипобарической средой), но снижались на –2.1% после 8-часового кино-марафона (иммобилизация в сочетании с нормобарической средой) и на –7.9% в условиях 8 ч обычной жизни. Тромбоэластография после 10-часовой поездки на автобусе показала ускоренное образование и распространение сгустка, и его повышенную плотность [9]. Гиподинамия может являться причиной изменения реологических параметров крови и появлению застойного кровотока. В условиях снижения скорости кровотока, с одной стороны, создаются благоприятные условия для развития межмолекулярного взаимодействия регуляторных белков с их субстратами, адсорбции их на фосфолипидных мембранах, комплексообразования [10–12]. С другой стороны, снижается интенсивность процессов поступления субстрата и удаления продукта в мембрано-зависимых ферментативных реакциях [13].

Факторы летного труда и гемостаз

Труд пилотов воздушных судов гражданской авиации характеризуется высокой психоэмоциональной нагрузкой в комплексе с другими неблагоприятными факторами, такими как шум, вибрация, гиподинамия, перегрузки разной направленности, колебания барометрического давления, ионизирующее и ультрафиолетовое излучение, особенности микроклимата кабины экипажа, электромагнитное излучение радиочастотного диапазона [14]. Наибольшее влияние на функционирование свертывающей системы оказывают перегрузки и гиподинамия, вызывающие перераспределение жидких сред организма, изменение гемореологических параметров, и нервно-напряженный характер труда пилотов, который, в свою очередь, может приводить к возникновению разнонаправленных эффектов и сложных адаптивно-компенсаторных механизмов в системе регуляции агрегатного состояния крови.

Управление воздушным судном с шестью степенями свободы, большой объем перерабатываемой информации в условиях дефицита времени, ответственность за свою жизнь и жизнь других людей способствуют истощению функциональных резервов организма пилота и развитию стресса. Известно, что развитие психофизиологического напряжения приводит к активации гемостаза и увеличению прокоагулянтного потенциала системы регуляции агрегатного состояния крови

[15, 16]. Возникающий в это время нейроэндокринный ответ приводит к незамедлительным гемодинамическим сдвигам, повышению вязкости крови и гемоконцентрации [17]. Известно, что адреналин способен активировать агрегацию тромбоцитов [18] и внутренний путь коагуляционного каскада [19, 20]. Адреналин также стимулирует сосудистые эндотелиальные β_2 -адренорецепторы, что приводит к высвобождению предварительно сформированных VIII фактора коагуляционного каскада, фактора Виллебранда и тканевого активатора плазминогена из эндотелиальных накопительных пулов в циркуляторное русло [16, 21].

Влияние кортизола двойственное и зависит от характера стресса: острый стресс и повышение уровня кортизола связаны с пониженным риском развития тромботических состояний, в то время как хроническое длительное воздействие, сопровождающее труд пилотов, носит прокоагулянтный характер [17].

По данным Е.С. Нодовой [22] во время совершения полета у командиров кораблей, вторых пилотов и штурманов наблюдалось состояние гиперкоагуляции за счет психоэмоциональной нагрузки, которое после завершения рейса компенсировалось защитно-адаптивной реакцией антикоагулянтной системы. Кривые гепаринового числа и фибринолитической активности в послеполетном периоде нарастали. Кроме того, увеличение гепаринового числа сохранялось значительно дольше, чем удлинение времени рекальцификации плазмы. После возвращения показателей свертываемости к исходным величинам через 24 ч после полета (по данным определения времени рекальцификации плазмы) количество гепарина и фибринолитическая активность оставались увеличенными. У пилотов в послеполетном периоде отмечалось умеренное увеличение концентрации протромбина и проконвертина до верхней границы референтного интервала по сравнению с исходной величиной. Результаты тромбоэластографических исследований подтверждали тесты коагулограммы и указывали на усиление антикоагулянтной активности крови после полета. Исследование коагулограммы в послеполетном периоде у других членов экипажа (радиостов, бортинженеров, бортоператоров) не выявило достоверных отличий. Тенденция к снижению свертываемости крови была незначительной. Согласно предположениям автора, деятельность командиров кораблей и вторых пилотов отличается большей сложностью и выраженностью эмоциональных реакций [22].

В более позднем исследовании [23] была показана повышенная активность тромбина и плазмина у пилотов реактивных самолетов после обычного тренировочного полета по сравнению как с контрольной группой, так и с результатами

предполетных фоновых обследований. Авторы пришли к выводу, что у пилотов реактивных самолетов после полета присутствует состояние гиперкоагуляции, обусловленное летной активностью. Возможные механизмы включают влияние психофизиологического напряжения, опосредованного нейроэндокринной реакцией на летную активность, или хронического воздействия перегрузок $+G_z$ на структуру и функцию сердечно-сосудистой системы [23].

Гемодинамический стресс, наблюдаемый при перегрузках [1], может вызвать повреждение эндотелиальных клеток, вплоть до их отслоения, при этом происходят морфологические и функциональные изменения, что приводит к значительному увеличению проницаемости сосудов, способствует интраваскулярной агрегации тромбоцитов и уменьшению количества интактного тромбомодулина на мембранах эндотелиальных клеток [24, 25].

В работе Л.А. Субботиной была проведена серия наземных экспериментов, моделирующих стрессогенные условия профессиональной летной деятельности [26]. Всего было протестировано 8 режимов высотного полета: сверхнормативный 14-часовой “летный день” с активной операторской работой, статоэргометрической нагрузкой, гипертермией, шумом и депривацией сна в течение суток (1); статическая пилотажная нагрузка до отказа продолжать работу (2); интенсивная динамическая физическая нагрузка до предела переносимости (3); субмаксимальная динамическая физическая нагрузка (4); комплекс субмаксимальной динамической физической нагрузки в сочетании с шумом до 120 дБ (5); гипертермия 62–68°C при влажности воздуха 10–15% и скорости его движения 0.5–1.0 м/с, до предела индивидуальной переносимости (6); динамическая и пилотажная перегрузка (вращение на центрифуге с параметрами +3.5 и 6.0 g со скоростью нарастания 0.4 g) (7); длительная высотная гипоксия “на высоте 3–5 км” (8). В исследовании приняли участие 61 практически здоровых мужчин, не принимавших средства фармакологической защиты. Результаты проведенных экспериментов позволили установить 3 формы реакции организма пилотов на воздействие указанных стресс-факторов, связанные с системой регуляции агрегатного состояния крови. Во-первых, это тромботическая форма (эксперимент 3). Во-вторых, геморрагическая форма (эксперимент 1, 5). И, в-третьих, это смешанная тромбогеморрагическая форма, которая наблюдалась чаще всего (эксперименты 2, 4, 6, 7, 8). Таким образом, в условиях деятельности пилотов наблюдается функциональное напряжение системы гемостаза, сопровождающееся частичной адаптацией [26].

Во время дальних перелетов также может возникать гипобарический и гипоксический стресс. Ряд исследований показал изменения показателей коагуляции на больших высотах после острого (от нескольких часов до дней) [27] и хронического (от недель до месяцев) воздействия [28]. Было обнаружено, что гипобарический стресс приводит к повышению уровня D-димера в крови с увеличением высоты. Во время подъема протромбиновое время удлинилось от 83 до >100%, а резистентность к активированному протеину С снижалась с 0.95 до 0.8. Кроме того, умеренное удлинение активированного частичного тромбопластинового времени (АЧТВ) (38–43 с) сопровождалось значительным изменением активности фактора фон Виллебранда (102–62%) [28].

Предполагается, что при воздействии гипоксии коагуляционный баланс может нарушаться из-за изменения активности кислородзависимых ферментов [29]. Исследования, моделирующие условия пониженного давления в салоне во время авиаперевозок, не выявили изменений параметров гемостаза (международного нормализованного отношения (МНО), протромбинового времени, АЧТВ, фрагментов протромбина 1 и 2, комплексов тромбин-антитромбин III, α_2 -антиплазмина, активатора тканевого плазминогена, D-димера) в условиях гипобарической гипоксии в течение 8 ч [30], нормобарической гипоксии в течение 7 мин [31] и 2 ч [32], и изокапнической гипоксии [33]. Другие исследователи сообщают о временном увеличении концентрации фрагментов протромбина 1 и 2 в 2.5 раза, комплекса тромбин-антитромбин в 8.2 раза и активности фактора VII на 17% после 8 ч воздействия давления воздуха 76 кПа в гипобарической камере [34]. Расхождения могут быть связаны с различиями в степени и продолжительности гипоксии, нормобарическими и гипобарическими состояниями и другими потенциально искажающими факторами, такими как гиподинамия, обезвоживание и психофизиологическое напряжение [35].

После двух восьмичасовых последовательных полетов “туда и обратно” (~8 ч в одну сторону) с помощью тромбоэластометрических методов выявили ускоренное образование и распространение сгустка, а также его повышенную плотность, которые находились в пределах верхнего контрольного диапазона. Эти изменения достигли пика сразу после посадки, но плотность сгустка оставалась повышенной и через 3 дня после полета. Кроме того, активация коагуляции и фибринолиза подтверждалась снижением АЧТВ и повышением активности некоторых маркеров плазмы, например, фактора VII и ингибитора активатора плазминогена [2].

Микроклимат на борту воздушного судна также имеет свои особенности, главная из которых —

низкая влажность воздуха (около 10%). Такие условия приводят к повышению осмолярности плазмы и мочи, что ассоциировано с гемоконцентрацией, особенно в условиях полета длительностью более 8 ч [36]. Гемоконцентрация может также оказывать прокоагулянтное действие за счет увеличения содержания определенных факторов свертывания, таких как фактор VIII и фактор фон Виллебранда, которые представляют собой макромолекулы, неспособные проникать в интерстициальное пространство [37].

Результаты эпидемиологических исследований

Наибольший интерес в контексте рассматриваемого вопроса имеют результаты аналитических эпидемиологических исследований, которые с позиции доказательной медицины имеют наибольшую достоверность при оценке последствий влияния неблагоприятных факторов на здоровье работников различных профессиональных групп.

Масштабное эпидемиологическое когортное исследование, опубликованное в 2007 г. [7], охватывало 8755 сотрудников международных организаций, которые вынуждены часто пользоваться воздушным транспортом для рабочих поездок. За период с 01 января 2000 г. по 31 декабря 2005 г. сотрудниками было выполнено более 315 тысяч перелетов, получено 38910 человеко-лет наблюдения. Авторами установлено, что риск развития венозных тромбозов был достоверно выше для обследуемых, путешествующих воздушным транспортом, по сравнению с их коллегами, которые не совершали перелеты ($IRR = 3.2$) [7]. Наиболее высокий риск отмечался в первые 2 нед. после совершенного полета, а затем снижался к 8-й нед.

Эта же группа авторов провела единственное эпидемиологическое когортное исследование заболеваемости венозными тромбоэмболиями среди профессиональных пилотов [38]. В исследование вошли 2630 пилотов коммерчески авиалиний мужского пола, период наблюдения составил 10 лет (с 1993 по 2003 гг.), получено 20420 человеко-лет наблюдения. При сравнении с мужским населением Нидерландов установлено, что стандартизованный относительный риск развития венозных тромбоэмболий у пилотов составил 0.8 при 95% доверительном интервале 0.7–1.0. Однако однозначный вывод не может быть сделан ввиду нескольких факторов. Во-первых, полученный показатель не является статистически достоверным. Во-вторых, в когорте пилотов наблюдалось всего 6 случаев изучаемого заболевания. В-третьих, профессиональная группа пилотов воздушных судов подвержена воздействию эффекта “здорового работника” (ЭЗР) за счет тщательного медицинского и психофизиологического отбора на протяжении всей карьеры, что может приводить к

заниженным показателям заболеваемости и маскировать истинные последствия влияния вредных и опасных производственных факторов на здоровье работников [39]. С действием ЭЗР связано и то, что в изучаемой когорте пилотов отсутствовало повышение риска развития тромботических состояний с увеличением возраста.

Эпидемиологических исследований заболеваемости венозными тромбоэмболиями у пилотов российских авиалиний на сегодняшний день нет, что связано с особенностями действующего законодательства РФ. Сведения о профессиональном маршруте, стаже и заболеваемости работников возможно получить только у работодателей по данным кадрового учета, однако они являются персональными данными работников и охраняются Федеральным Законом № 152-ФЗ «О персональных данных» (от 27.07.2006 № 152-ФЗ). На сегодняшний день не существует подзаконных актов и четких регламентов применения отдельных пунктов указанного закона, которые бы предусматривали доступ научно-исследовательских организаций к необходимым данным для проведения эпидемиологических исследований.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, проведенный анализ литературных данных по состоянию системы гемокоагуляции у пассажиров и пилотов воздушных судов показал, что факторы летного труда оказывают значительное воздействие на систему свертывания крови. Согласно большинству исследований, суммарный эффект воздействия комплекса неблагоприятных факторов авиационного полета приводит к смещению коагуляционного баланса в сторону прокоагулянтного. Однако существует ряд исследований, указывающих на то, что отдельные факторы авиационного полета, такие как пониженное атмосферное давление, снижение концентрации кислорода в воздухе, длительная гиподинамия, потеря жидкости практически не оказывают влияние на систему свертывания крови [40–42]. Результаты исследований подразумевают, что необходима комбинация одновременного влияния экзогенных факторов полета и имеющихся у пассажиров индивидуальных эндогенных факторов риска для активации системы свертывания крови во время авиаперелетов.

Для профессиональных пилотов изменения в системе гемостаза во время полетов могут быть более значительными за счет сочетанного длительного повторяющегося воздействия неблагоприятных факторов летного труда. В группу повышенного риска развития ТС могут попадать пилоты, имеющие налет более 90 ч/мес. [43].

В литературе описан случай тромбофилического состояния у пилота, развившегося во время

дальнемагистрального рейса [44], а также зафиксирован случай остро сформировавшегося подвижного “белого тромба” в системе нижней полой вены с элементами в правом предсердии у пилота ближнемагистрального турбовинтового самолета с налетом 100 ч в предшествующем госпитализации месяце [45]. Упоминаний случаев развития геморрагических состояний в доступной авторам настоящей статьи литературе не обнаружено.

Все вместе это указывает на актуальность проблемы и потребность во всестороннем изучении коагулологического статуса в авиационной медицине. Необходимо совершенствование существующей нормативно-методической базы в части доступа исследователей к персональным данным работников, что позволит проводить аналитические эпидемиологические исследования заболеваемости и смертности пилотов для разработки мероприятий, направленных на укрепления здоровья, продление их профессионального долголетия и обеспечение безопасности полетов. В перспективе следует иметь в виду активное управление и даже тренировку реакций системы регуляции агрегатного состояния крови в зависимости от характера того или иного неблагоприятного воздействия.

Финансирование работы. Работа выполнена в рамках темы РАН № 65.1.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Федулова Г.А.* Особенности системы гемостаза при воздействии факторов летного труда // Косм. биол. и авиакосм. мед. 1988. Т. 22. № 3. С. 15.
2. *Schobersberger W., Fries D., Mittermayr M. et al.* Changes of biochemical markers and functional tests for clot formation during long-haul flights // *Thromb. Res.* 2003. V. 108. № 1. P. 19.
3. *Boccalon H., Boneu B., Emmerich J. et al.* Long-haul flights do not activate hemostasis in young healthy men // *J. Thromb. Haemost.* 2005. V. 3. № 7. P. 1539.
4. *Chandra D., Parisini E., Mozaffarian D.* Meta-analysis: travel and risk for venous thromboembolism // *Ann. Inter. Med.* 2009. V. 151. № 3. P. 180.
5. *Stricker H.* Clotting in the air // *Lancet.* 2006. V. 367. № 9513. P. 792.
6. *Bartholomew J.R., Schaffer J.L., McCormick G.F.* Air travel and venous thromboembolism: Minimizing the risk // *Cleve. Clin. J. Med.* 2011. V. 78. № 2. P. 111.
7. *Kuipers S., Cannegieter S.C., Middeldorp S. et al.* The absolute risk of venous thrombosis after air travel: a cohort study of 8,755 employees of international organizations // *PLoS Med.* 2007. V. 4. № 9. P. 290.

8. *Schreijer A.J., Cannegieter S.C., Meijers J.C. et al.* Activation of coagulation system during air travel: a cross-over study // *Lancet*. 2006. V. 367. № 9513. P. 832.
9. *Schobersberger W., Mittermayr M., Innerhofer P. et al.* Coagulation changes and edema formation during long-distance bus travel // *Blood Coagul. Fibrinolysis*. 2004. V. 15. № 5. P. 419.
10. *Beltrami E., Jesty J.* The role of membrane patch size and flow in regulating a proteolytic feedback threshold on a membrane: possible application in blood coagulation // *Math. Biosci.* 2001. V. 172. № 1. P. 1.
11. *Deng X., Wang G., Yang Y.* Experimental simulation of model platelet adhesion to a semi-permeable wall exposed to flow disturbance // *Sci. Bull.* 2003. V. 48. № 22. P. 2422.
12. *Diquelou A., Dupouy D., Gaspin D. et al.* Relationship between endothelial tissue factor and thrombogenesis under blood flow conditions // *Thromb. Haemost.* 1995. V. 74. № 2. P. 778.
13. *Шибeko А.М., Карамзин С.С., Бутылин А.А. и др.* Обзор современных представлений о влиянии скорости течения на процесс плазменного свертывания крови // *Биологические мембраны*. 2009. Т. 26. № 6. С. 443.
14. *Онищенко Г.Г.* Санитарно-гигиеническая характеристика вредности, опасности, напряженности, тяжести труда членов экипажей воздушных судов гражданской авиации России / Руководящий документ. (Главный государственный санитарный врач РФ. 13 октября 1997 г.) М.: МЗ РФ, 1997. 12 с.
15. *von Känel R.* Acute mental stress and hemostasis: When physiology becomes vascular harm // *Thromb. Res.* 2015. V. 135. Suppl. 1. P. S52.
16. *Austin A.W., Wissmann T., von Känel R.* Stress and hemostasis: an update // *Semin. Thromb. Hemost.* 2013. V. 39. № 8. P. 902.
17. *Bentur O.S., Sarig G., Brenner B., Jacob G.* Effects of Acute Stress on Thrombosis // *Semin. Thromb. Hemost.* 2018. V. 44. № 7. P. 662.
18. *Шутникова А.С.* Тромбоцитарный гемостаз. СПб.: "СПГМУ", 2000. 227 с.
19. *Зубаиров Д.М.* Молекулярные основы свертывания крови и тромбообразования. Казань: ФЭН, 2000. 367 с.
20. *Eggers A.E.* Factor XII (Hageman factor) is a missing link between stress and hypercoagulability and plays an important role in the pathophysiology of ischemic stroke // *Med. Hypotheses*. 2006. V. 67. № 5. P. 1065.
21. *von Känel R., Dimsdale J.E.* Effects of sympathetic activation by adrenergic infusions on hemostasis in vivo // *Eur. J. Haematol.* 2000. V. 65. № 6. P. 357.
22. *Нодова Е.С.* Изменение показателей свертывающей и антисвертывающей системы крови у летных экипажей под влиянием факторов полета // *Косм. биол. и авиакосм. мед.* 1975. Т. 9. № 3. С. 56.
23. *Biondi G., Farrace S., Mameli G., Marongiu F.* Is there a hypercoagulable state in military fighter pilots? // *Aviat. Space Environ. Med.* 1996. V. 67. № 6. P. 568.
24. *Seigneur M., Dufourcq P., Conri C. et al.* Plasma thrombomodulin: new approach of endothelium damage // *Int. Angiol.* 1993. V. 12. № 4. P. 355.
25. *Remková A., Kováčová E., Příkazská M., Kratochvílová H.* Thrombomodulin as a marker of endothelium damage in some clinical conditions // *Eur. J. Intern. Med.* 2000. V. 11. № 2. P. 79.
26. *Субботина Л.А.* Влияние стресса на агрегатное состояние крови // *Авиакосм. и экол. мед.* 2008. Т. 42. № 3. С. 34.
27. *Mannucci P.M., Gringeri A., Peyvandi F. et al.* Short-term exposure to high altitude causes coagulation activation and inhibits fibrinolysis // *Thromb. Haemost.* 2002. V. 87. № 2. P. 342.
28. *Hefti J.P., Risch L., Hefti U. et al.* Changes of coagulation parameters during high altitude expedition // *Swiss Med. Weekly*. 2010. V. 140. № 7-8. P. 111.
29. *Peng H.T., Rhind S.G.* Thromboelastographic Study of Psychophysiological Stress: A Review // *Clin. Appl. Thromb. Hemost.* 2015. V. 21. № 6. P. 497.
30. *Toff W.D., Jones C.I., Ford I. et al.* Effect of hypobaric hypoxia, simulating conditions during long-haul air travel, on coagulation, fibrinolysis, platelet function, and endothelial activation // *JAMA*. 2006. V. 295. № 19. P. 2251.
31. *Mäntysaari M., Joutsu-Korhonen L., Siimes M.A. et al.* Unaltered blood coagulation and platelet function in healthy subjects exposed to acute hypoxia // *Aviat. Space Environ. Med.* 2011. V. 82. № 7. P. 699.
32. *Schiffer T., Strüder H.K., Predel H.G., Hollmann W.* Effects of mild leg exercise in a seated position on haemostatic parameters under normobaric hypoxic conditions // *Can. J. Appl. Physiol.* 2005. V. 30. № 6. P. 708.
33. *Crosby A., Talbot N.P., Harrison P. et al.* Relation between acute hypoxia and activation of coagulation in human beings // *Lancet*. 2003. V. 361. № 9376. P. 2207.
34. *Bendz B., Rostrup M., Sevre K. et al.* Association between acute hypobaric hypoxia and activation of coagulation in human beings // *Lancet*. 2000. V. 356. № 9242. P. 1657.
35. *Schobersberger W., Schobersberger B., Mittermayr M. et al.* Air travel, hypobaric hypoxia, and prothrombotic changes // *JAMA*. 2006. V. 296. № 19. P. 2313.
36. *Şabanoğlu C.* The secret enemy during a flight: Economy class syndrome // *Anatol. J. Cardiol.* 2021. V. 25. Suppl. 1. P. 13.
37. *Greenberg D.L., Davie E.W.* Blood coagulation factors: their complementary DNAs, genes and expression / Hemostasis and Thrombosis: Basic Principles and Clinical Practice. 4th ed. New York, NY: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. P. 21.
38. *Kuipers S., Venemans-Jellema A., Cannegieter S.C. et al.* The incidence of venous thromboembolism in commercial airline pilots: a cohort study of 2630 pilots // *J. Thromb. Haemost.* 2014. V. 12. № 8. P. 1260.
39. *Бухтияров И.В., Зибарев Е.В., Бетц К.В.* Эпидемиологическое исследование по анализу смертности пилотов воздушных судов гражданской авиации в Российской Федерации // *Авиакосм. и экол. мед.* 2022. Т. 56. № 4. С. 83.

40. *Venemans-Jellema A., Schreijer A.J., Le Cessie S. et al.* No effect of isolated long-term supine immobilization or profound prolonged hypoxia on blood coagulation // *J. Thromb. Haemost.* 2014. V. 12. № 6. P. 902.
41. *Schobersberger W., Mittermayr M., Fries D. et al.* Changes in blood coagulation of arm and leg veins during a simulated long-haul flight // *Thromb. Res.* 2007. V. 119. № 3. P. 293.
42. *Schreijer A.J., Cannegieter S.C., Caramella M. et al.* Fluid loss does not explain coagulation activation during air travel // *Thromb. Haemost.* 2008. V. 99. № 6. P. 1053.
43. *Kilic B., Soran S.* Awareness Level of Airline Pilots on Flight-Associated Venous Thromboembolism // *Aero-sp. Med. Hum. Perform.* 2020. V. 91. № 4. P. 343.
44. *Shrivastava J.K.* Deep vein thrombosis in commercial pilot: a case report // *Indian J. Aerosp. Med.* 2003. V. 47. № 2. P. 17.
45. *Цоколов А.В., Ильин И.Б., Крылов В.А. и др.* Формирование крупных “белых тромбов” в нижней полой вене и правом предсердии у пилота ближнемагистральных самолетов // *РМЖ.* 2019. № 8(II). С. 108.

Hemostasis System in Airline Passengers and Pilots

D. S. Kuzichkin^{a, *}, K. V. Betts^b

^a*Institute of Biomedical Problems of the RAS, Moscow, Russia*

^b*Izmerov Research Institute of Occupational Health, Moscow, Russia*

*E-mail: dmitry161985@mail.ru

This review contains the results of the studies of the hemostasis system in airline passengers and crew members, as well as ground-based model experiments simulating the effect of specific flight factors. According to most researchers, flight factors shift the coagulation balance towards increasing the procoagulant potential. However, the occurrence of thrombotic conditions in passengers is associated with the individual presence of certain endogenous risk factors, such as age, constitution, the diseases of the cardiovascular system and hereditary pathology of the hemostasis system, some types of hormone therapy. Aircraft pilots whose flight time significantly exceeds that of passengers have described cases of thrombosis. No mention of cases of hemorrhagic conditions in civil aviation flight personnel has been found in the available literature.

Keywords: aviation medicine, hemostasis, blood clotting, hemocoagulation, flight work, pilots, passengers of flights.