

Применение методов частотно–временного анализа сигналов для выделения стадий снаА. С. Акимова^{1,*}, М. О. Журавлев^{1,2,†}, А. Е. Руннова^{2,1‡}*Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, институт физики**Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, 83**Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского,**НИИ кардиологии, отдел фундаментальных исследований в нейркардиологии**Россия, 410012, г. Саратов, ул. Большая Казачья, 11*

(Поступила в редакцию 05.10.2022; подписана в печать 14.10.2022)

Работа посвящена исследованию возможностей методов частотно–временного анализа сигналов электрической активности головного мозга для выделения стадий сна на примере клинических данных мониторинга новорожденных. Разделение новорожденных на группы по сроку гестации и длительности постнатального периода жизни во время мониторинга позволило продемонстрировать как существенные изменения в активности головного мозга в состояниях сна и бодрствования у детей различных групп, так и значительную изменчивость и неспецифичность частотно–временных характеристик активности головного мозга. Показана значимость отслеживания уровня альфа–ритма в ЭЭГ проекции моторной коры для недоношенных детей для разделения состояний сна и бодрствования, а также, возможно, как маркера зрелости головного мозга в раннем адаптационном периоде.

PACS: 87.19.La, 05.45.Tr, 06.30.Ft

УДК: 681.5, 612.821.7: 616.24-008.4, 51-76

Ключевые слова: непрерывное вейвлетное преобразование, ЭЭГ, автоматическое распознавание, сон.

ВВЕДЕНИЕ

Междисциплинарное использование инструментов радиофизики и нелинейной динамики для анализа нестационарных процессов, протекающих в живых системах, является мейнстримом современной науки. Особый интерес вызывает изучение активности головного мозга, приведший к появлению научной отрасли нейронауки. Среди наиболее важных тем, объединяющих нейрочеловеков, физиологов, физиков и специалистов в области информационных технологий, является проблема исследования сна человека [1–5]. Такой интерес к данной проблеме связан с тем, что своевременная диагностика и лечение этих нарушений у пациентов позволяет побороть болезни, приводящие к неврологическим нарушениям [3, 4], и позволяет значительно улучшить качество жизни пациентов. Одним из основных инструментов для диагностики нарушения сна является полисомнография. Полисомнография — это комплексное физиологическое обследование пациента во время сна, которое проводится для оценки функционирования организма в период сна и выявления патологических отклонений (нарушения активности головного мозга, дыхания, сердечной деятельности) [5]. Анализ результатов полисомнографии позволяет определить стадии сна и их длительность, а также изучить корреляционные соглашения динамики различных физиологических показателей со стадиями сна. Благодаря точному определению механизма нарушений сна, удаётся объективно подобрать наиболее успешный способ

лечения и предупредить дальнейшее неблагоприятное течение заболевания [4]. В то же время, до сих пор среди учёных нет единого понимания как фундаментальной проблемы крайне жёсткой необходимости полноценного сна для полноценного функционирования организма, так и объективных характеристик функциональной активности мозга и кардиоваскулярной системы, позволяющей с высокой точностью предсказывать скорое наступление сна, а также стадировать ночной и дневной сон.

Особое внимание учёных привлекает изучение функционирования головного мозга в самом начале онтогенеза, иными словами, в первые дни жизни новорожденных. Учитывая слабую развитость отклика сенсорных систем в этот период, особо важным становится анализ структуры активности головного мозга при переходе от сна к бодрствованию и изменение объективных характеристик головного мозга при этом. На сегодня, для анализа изменения активности мозга новорожденных после рождения учёные использовали различные методы визуализации для записи активности мозга и, соответственно, изучали записанные данные с использованием различных методов анализа. В опубликованных исследованиях, которые анализировали магнитно-резонансные томографии (МРТ) развивающегося мозга новорожденного с использованием автоматической сегментации [6], оценивали диффузионно-тензорные изображения (ДТИ) белого и серого вещества головного мозга плода, новорожденного и ребенка с использованием определения структуры и реконструкции [6, 7], исследовали развитие головного мозга в течение первого года жизни путем анализа МРТ-изображений с использованием теории конечных деформаций [8], а также проанализировали аномалии развития головного мозга у новорожденных с врожденными поро-

* superlesenok@inbox.ru† zhuravlevmo@gmail.com‡ anefila@gmail.com

ками сердца, применяя статистический анализ МРТ и ДТИ [9].

Однако наиболее часто в качестве характеристики мозговой активности используется сигнал электроэнцефалографии (ЭЭГ), что связано с его дешевизной и простотой реализации записи. Анализ вариаций сигнала ЭЭГ также помогает в расшифровке вариаций процессов развития мозга у новорожденных, включая рожденных ранее обычного срока. Такой интерес вызван отнюдь не только фундаментальным интересом к проблеме развития человеческого мозга, а, в первую очередь, сугубо гуманистическими задачами раннего клинического выявления риска травм головного мозга и соответствующего проведения ранних лечебных мероприятий для снижения неврологических дисфункций. Количественная оценка состояния головного мозга может максимизировать полезность существующих технологий мониторинга в отделении интенсивной терапии новорожденных (ОИТН). Большой интерес к этой научной области подчеркивает потенциал количественного подхода для улучшения клинических исходов для детей [10–15]. У новорожденных во время перехода от внутриутробной к самостоятельной жизни происходят многие физиологические изменения, патологическая динамика которых, например, гемодинамическая нестабильность, может привести к серьёзным повреждениям головного мозга, частота возникновения которого достигает 1 из 3 у младенцев, рожденных ранее 32 недель гестации [16]. Мониторинг функции головного мозга может помочь клиницистам выявить младенцев с риском травм и при необходимости уточнить стратегии лечения.

Сегодня в клинической практике анализ ЭЭГ в неонатологических отделениях реанимации и интенсивной терапии новорожденных, а также ПИТ взрослых пациентов активно использует метод так называемой амплитудно-интегрированной ЭЭГ (аЭЭГ), основанный на сжатом представлении длительной записи ЭЭГ и позволяющий с помощью определения типовых паттернов на тренде аЭЭГ быстро и относительно объективно сделать заключение о текущем состоянии церебральной функции и оценить ее динамику. Кроме того, аЭЭГ используется для разработки полностью автоматизированных методов анализа ЭЭГ, например, при оценке созревания мозга [15, 17] и классификации состояний сна [14, 18]. Такие системы могут быть интегрированы в кувез/детскую кроватку и непрерывно предоставлять врачу, не обладающему экспертными знаниями о функциональном мониторинге, динамическую информацию о состоянии функций головного мозга.

В то же время, использование аЭЭГ очевидно является существенным упрощением процессов активности головного мозга, сокращающим всю сложную многочастотную распределенную колебательную динамику электрических потенциалов головного мозга до усредненной характеристики, получаемой из двух-трёх электродов. Таким образом, хотя для критиче-

ских и судорожных состояний недоношенных довольно успешно выделены характерные паттерны аЭЭГ, в то же время маркеры нормальных процессов развития электрической активности головного мозга в ближайшем периоде после рождения у доношенных и недоношенных детей во много остаются неизвестными. Многие факторы окружающей среды, в том числе процесс родов, могут оказывать значительное влияние на раннюю постнатальную адаптацию [12, 19, 21]. Существующие исследования ЭЭГ показывают, что некоторые характеристики меняются в этот период специфичным образом для различного возраста гестации [22–24]. Однако небольшое количество неспецифических характеристик ЭЭГ, использованных в этих исследованиях, например, без характеристик пространственной и временной организации, недостаточно полны, чтобы охватить всю сложность ЭЭГ первых дней жизни. Кроме того, отсутствует количественная оценка изменения качественной характеристики с течением времени.

Целью нашего исследования являлось рассмотрение маркеров глубокого сна детей различного срока гестации с точки зрения классического частотно-временного анализа и анализ их характеристик для возможности создания систем объективной детекции и оценки качества сна новорожденных детей, как это делается у взрослых пациентов.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Экспериментальная работа проводилась с соблюдением всех этических норм [25] и была одобрена локальным Комитетом по Этике ФГБОУ ВО Саратовского Государственного медицинского университета имени В.И. Разумовского Минздрава России (Саратов, РФ). Перед началом исследования было получено письменное согласие родителей на проведение мониторинга, последующую математическую обработку данных и публикацию результатов. Во время всех экспериментов присутствовали родители в соответствии с требованиями законодательства Российской Федерации.

Сбор экспериментального материала осуществлен в рамках клинического исследования, куда вошли 41 доношенных и недоношенных новорожденных со сроком гестации более 34 недель. Для всех новорожденных масса тела при рождении превышала 1.5 кг, родители добровольно подписывали информированное согласие на участие в исследовании. Были исключены дети с наличием тяжелой генетической патологии, диагностированным травматическим поражением центральной нервной системы, ВЖК 3 степени, с прорывом в вещество мозга. Среди матерей женщины старше 30 лет составили 52.5%, женщины 18–20 лет — 4.3%; 21–23 года — 8.6%, 24–26 и 27–29 лет составили, соответственно, 8.6% и 26%. Рождение детей от 1-ой беременности имело место у 30.4% женщин, 2-ой — в 28.0% случаев, от 3-ей и более — у 41.6% женщин. Дети родились от первых родов у 46.4% жен-

щин, 2-ых у – 37.5% матерей, 3-их — у 16.1% женщин. В данной группе корреляции между сроком гестации и возрастом матери, порядковым номером беременности и родов не выявлено.

По каждому новорожденному ребенку предоставлялась информация, полученная специалистом-неонатологом при непосредственном осмотре новорожденного и регистрации основных физикальных данных пациента (срок гестации, масса при рождении, рост при рождении). Все новорожденные были разделены на группы I и II в соответствии со сроком гестации 38–41 и 34–36 недели, соответственно. Ниже, в табл. 1 приведены средние оценки физикальных данных пациентов для каждой группы.

Таблица 1. Характеристики новорожденных в I и II группах

Параметр	Группа I	Группа II
Количество участников	23	18
Средний срок гестации на время родов, недели	39.2	35.1
Вес, г	2750–3350	1500–2100

Каждый ребенок из группы I дважды прошёл процедуру мониторинга не менее 12 каналов ЭЭГ через 8 часов и на 10 сутки после рождения. Новорожденные из группы II проходили аналогичный мониторинг только на 10 сутки после рождения. При проведении мониторинга ребенок располагается в кроватке или в кувезе (в зависимости от срока гестации и веса). Процедура является неинвазивной и безболезненной. Мониторирование новорожденных производилось в клинических отделениях по работе с новорожденными в рамках научного сотрудничества с ФГБОУ ВО Саратовским Государственным медицинским университетом им. В. И. Разумовского Минздрава России (Саратов, РФ).

Данные многоканальной поверхностной ЭЭГ регистрировались с помощью электроэнцефалографа «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» (ООО «Медиком МТД», Россия). ЭЭГ были записаны с частотой дискретизации 250 Гц с использованием обычного монополярного метода регистрации с двумя реперными точками и $N = 21$ электродов, расположенных по схеме «10–20» [25, 26]. Для регистрации сигналов использовались электроды Ag/AgCl в предварительно смонтированных головных установках. Два референтных электрода, A1 и A2, располагались на сосцевидных отростках, а заземляющий электрод N располагался над лбом. Сигналы ЭЭГ фильтровались полосовым фильтром с точками отсечки 1.5 Гц и 35 Гц, режекторным фильтром 50 Гц.

Длительность мониторинга составила от 160 до 180 минут. Записи были дополнены протоколом врача-исследователя, в котором подробно описано состояние ребенка — визуально и на базе «ручного» анализа показателей сердцебиения и т.д. определяемый режим

его активности, например, спокойное бодрствование, беспокойство, активное сосание, сон, дремота и т. д.

Для изучения частотно-временных характеристик электроэнцефалографии было использовано классическое непрерывное вейвлетное преобразование (НВП), позволяющее оценить динамику мощности колебательной активности в различных частотных интервалах с хорошим временным разрешением [27]. Непрерывное вейвлетное преобразование $W_i(f, t)$ рассчитывалось для каждого сигнала ЭЭГ на основе материнского вейвлета Морле с параметром $\Omega_0 = 2\pi$. При использовании данной величины параметра Ω_0 , временные масштабы НВП могут быть представлены в классических частотах Фурье-спектра f , Гц, [29].

Для удобства визуального представления была использована методика построения карт мощности энергии, усредненной во временном окне $\Delta t = 5$ секунд. В этом случае карта располагается на поверхности время–частота, где по оси абсцисс отложено время, являющееся дискретной величиной, изменяющейся с шагом Δt , а по оси ординат — частота, f , Гц. Цвет соответствует величине наблюдаемой энергии НВП. Амплитуды энергии на всех рис. 1–3 показаны нормированные на максимальную величину для каждого временного окна, т.е. величина энергии изменяется в пределах $[0; 1]$ условных единиц. Такой метод интегрированного усреднения позволяет подчеркнуть наиболее значимые колебательные компоненты электрической активности головного мозга в течение каждого временного окна. Далее, мы будем использовать данный метод визуализации при анализе колебательных структур, реализующихся в биомедицинских сигналах, зарегистрированных у новорожденных детей.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ

На верхних панелях рис. 1–3 продемонстрированы типичные результаты количественных оценок энергии колебательной активности для нескольких каналов ЭЭГ по одному из новорожденных пациентов из группы I для первого и второго мониторинга и группы II, соответственно. На нижних графиках рисунок представлены соответствующие схемы состояния ребенка по результатам экспертной оценки его физиологического состояния с использованием контроля ЧСС. Схема состояния напоминает стандартную гипнограмму, определяемую для взрослых пациентов при полисомнографических исследованиях. Максимальные значения соответствуют состояниям спокойного сна — дыхание замедлено, глаза закрыты. Далее, полочки средних значений — это состояния дремоты, покоя. Минимальные значения — это максимально активное бодрствование.

Разделим условно рассматриваемый частотный диапазон на области низко- и высокочастотных колебаний, соответственно, 1.5–8 Гц и 15–30 Гц.

Итак, для группы I, детей, рождённых в срок, у ко-

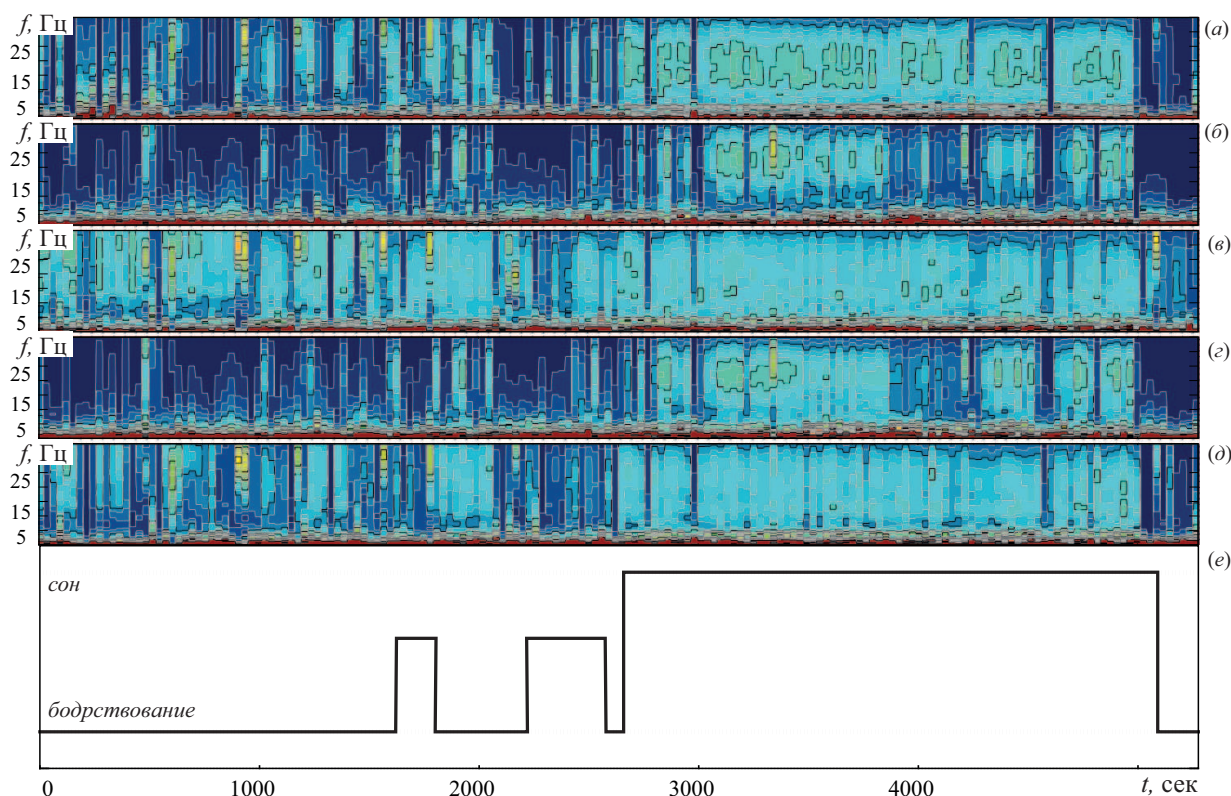


Рис. 1. *a, б, в, г, д* — Результаты расчёта усредненной энергии $W(f, t)$ НВП по временным окнам Δt для каналов ЭЭГ O2, O1, C3, C4, F3, соответственно, зарегистрированные при первом мониторинге у новорожденного N 7 из группы I. Оси ординат — частоты колебательной активности, f , Гц, оси абсцисс — время, t , с. Цветом показана усредненная амплитуда колебательной активности, где красная соответствует максимальной величине, а тёмно-синяя — минимальной; *e* — гипнограмма новорожденного, построенная на основании экспертной оценки

торых мониторинг проводился практически сразу после рождения, наблюдается слабая фрагментизация периодов сна и бодрствования, как показано в типичном случае на рис. 1. Во время сна уровень низкочастотной активности снижается и эпизодически наблюдается рост высокочастотной активности.

При повторном мониторинге детей из группы I, проводимого после периода адаптации, наблюдается картина, вполне напоминающая классический сон взрослого человека с точки зрения частотно-временного анализа, как это демонстрируется на рис. 2. Во время полифазных эпизодов сна, в целом, колебательная активность мозга переходит на низкие частоты. Во время бодрствования электрическая активность головного мозга демонстрирует бета активность (15–30 Гц).

В то же время, анализ расчётных характеристик для группы II, недоношенных детей после первичного периода адаптации после рождения, позволяет наблюдать весьма сложную картину, как это показано на рис. 3. Во-первых, отметим, что период сна разделен краткие микропробуждениями ребенка на 4 эпизода. Во-вторых, во время первого эпизода сна наблюдается рост низкочастотной активности и угасание колебаний на условно высоких частотах. В то же время, второй и третий эпизоды сна демонстрируют обратную карти-

ну. Кроме того, на ЭЭГ присутствует мощно развитая активность на частотах гамма-активности, 30–40 Гц. Интересно, что состояние легкой дремоты при двухчасовом мониторинге практически не наблюдалось. В заключение, заметим, что для данных новорожденных удаётся пронаблюдать наличие колебательной активности на частотах 10–12 Гц, т.е. альфа-ритма, в некоторых пространственных зонах, обычно соответствующих проекциям первичной моторной коры.

В табл. 2 приводятся результаты статистических оценок, выполненных по результатам расчётов сигналов ЭЭГ, зарегистрированных в рамках мониторингов I и II групп новорожденных.

3. ОБСУЖДЕНИЕ

В результате выполненных частотно-временных оценок активности головного мозга новорожденных удаётся продемонстрировать, что развитие электрической активности головного мозга во время физиологических состояний сна и бодрствования демонстрирует весьма сложную динамику. В частности, на первый взгляд, зачастую дети, рожденные ранее стандартного срока гестации, представляются через 10 дней достиг-

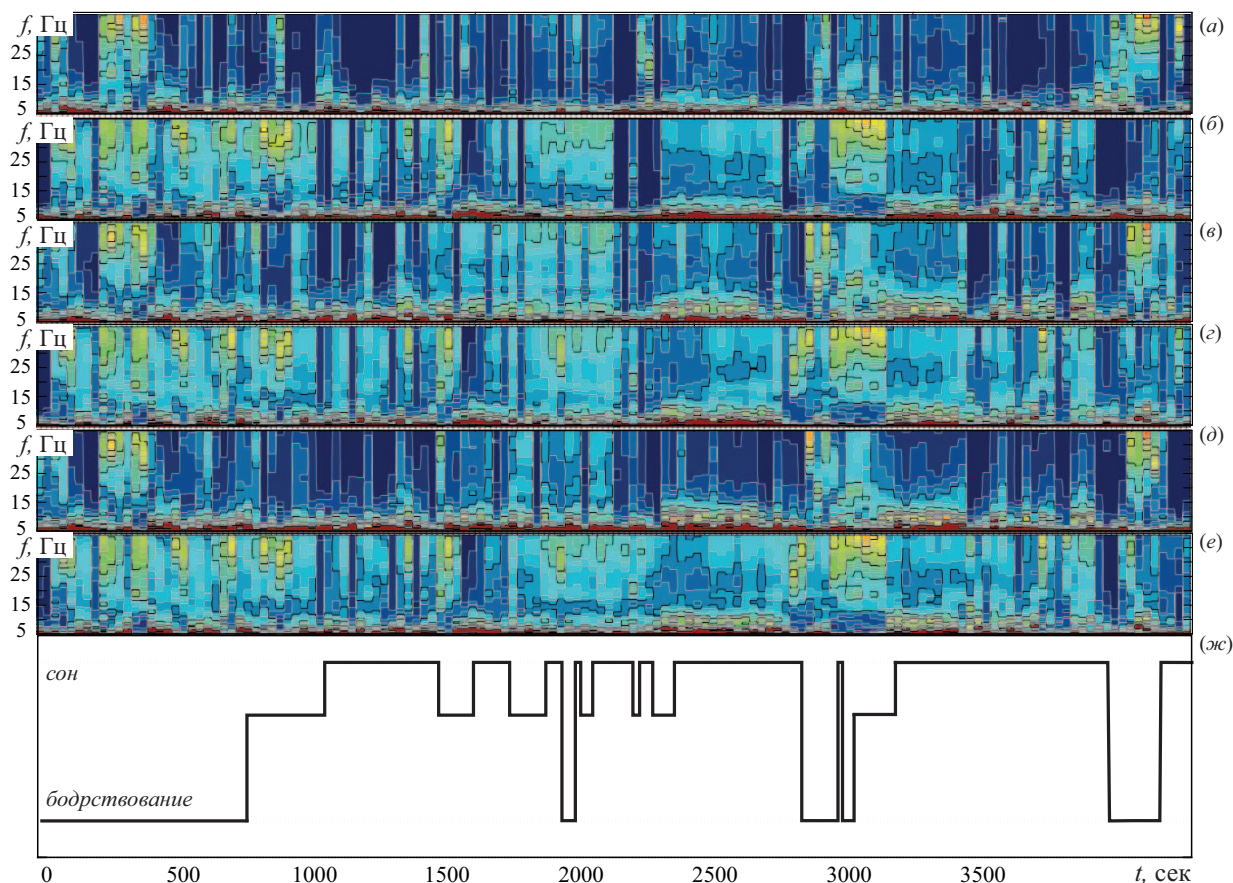


Рис. 2. а, б, в, г, д, е — Результаты расчёта усредненной энергии $W(f, t)$ НВП по временным окнам Δt для каналов ЭЭГ О1, О2, С3, С4, F3, F4, соответственно, зарегистрированные при втором мониторинге у новорожденного N 7 из группы I. Оси ординат — частоты колебательной активности, f , Гц, оси абсцисс — время, t , с. Цветом показана усредненная амплитуда колебательной активности, где красная соответствует максимальной величине, а тёмно-синяя — минимальной; ж — гипнограмма новорожденного, построенная на основании экспертной оценки

Таблица 2. Результаты оценки колебательной активности для новорожденных групп I и II, где W_L и W_H — средние величины и среднеквадратические отклонения энергии НВП колебательной активности всех каналов ЭЭГ для диапазонов частот $\Delta f_L = [1.5; 8]$ и $\Delta f_H = [15; 30]$ Гц, соответственно, W_α — средняя величина и среднеквадратические отклонения энергии НВП колебательной активности в диапазоне частот $\Delta f_\alpha = [8; 12]$ Гц каналов ЭЭГ С3, С4, располагающихся в проекции зоны моторной коры головного мозга

Состояние ребенка	Параметр	Группа I		Группа II
		мониторинг 1	мониторинг 2	
бодрствует	W_L	4.2 ± 2.1	2.3 ± 1.9	5.7 ± 3.0
	W_H	5.1 ± 2.9	8.2 ± 3.9	6.2 ± 2.6
	W_α	1.2 ± 1.1	0.9 ± 0.7	1.8 ± 0.9
спит	W_L	3.8 ± 3.0	6.3 ± 1.9	7.9 ± 3.8
	W_H	5.1 ± 3.0	2.1 ± 1.1	6.4 ± 2.8
	W_α	1.2 ± 0.5	1.3 ± 1.0	2.5 ± 0.9

шими показателей обычных доношенных. Однако, детальный анализ активности ЭЭГ демонстрирует, что колебательная активность их головного мозга в целом более амплитудна и существенно отличается по уровню активности в различных частотных диапазо-

нах от таковой для доношенных новорожденных (как в период после рождения, так и после десятидневной адаптации). Данные результаты хорошо согласуются с работами группы O'Toole, Kenosi, Koolen и др. [12, 14, 15, 30, 31], также показывающими, что пери-

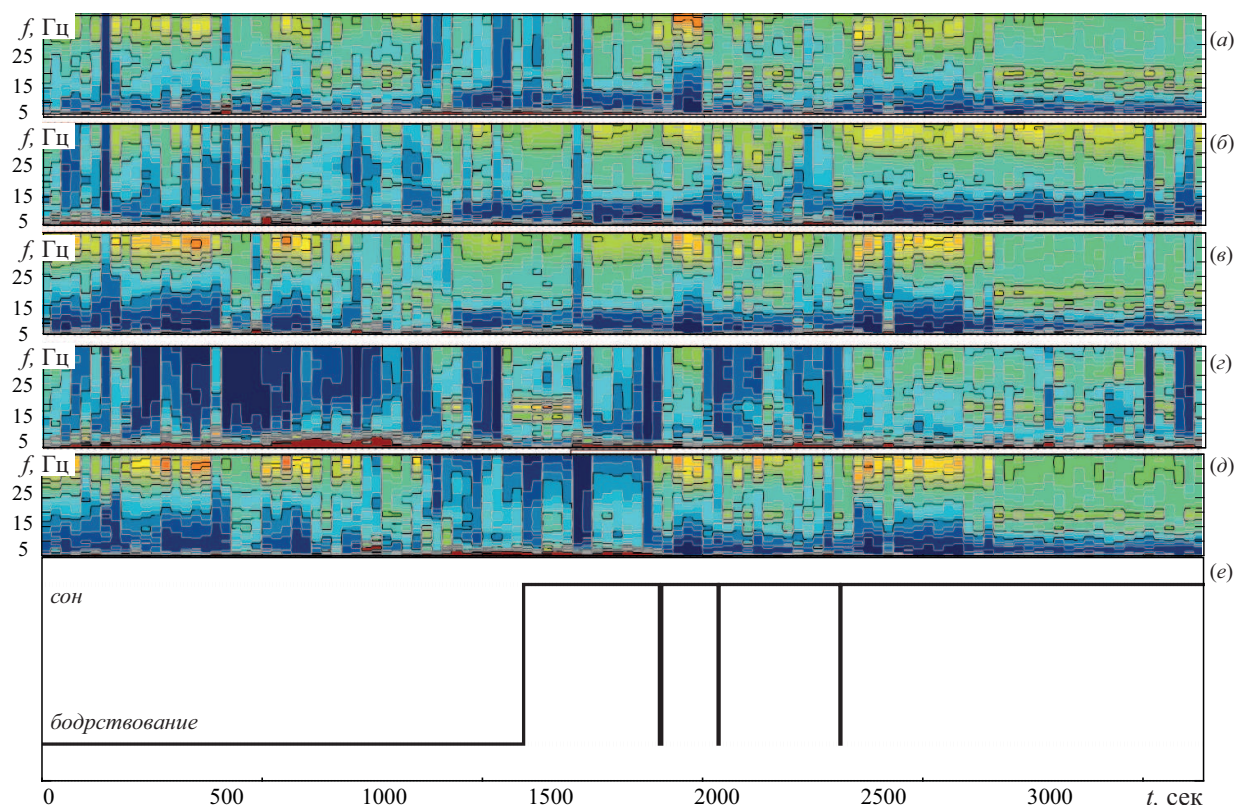


Рис. 3. *а, б, в, г, д* — Результаты расчёта усредненной энергии $W(f, t)$ НВП по временным окнам Δt для каналов ЭЭГ O1, C3, C4, F3, F4, соответственно, зарегистрированные при первом мониторинге у новорожденного N 28 из группы II. Оси ординат — частоты колебательной активности, f , Гц, оси абсцисс — время, t , с. Цветом показана усредненная амплитуда колебательной активности, где красная соответствует максимальной величине, а тёмно-синяя — минимальной; *е* — гипнограмма новорожденного, построенная на основании экспертной оценки

од постнатального развития весьма мощно влияет на динамику характеристик головного мозга.

Результаты исследования заставляют предположить, что активно ведущиеся сегодня разработки автоматических систем распознавания сна новорожденных [23, 32, 33] на основе анализа электрической активности головного мозга обречены на малую точность и слабую специфичность, что вызвано существенным уровнем разброса объективных показателей активности головного мозга даже для достаточно узких по физикальным параметрам отбора групп новорожденных детей. По всей видимости, разработка систем на базе анализа сигналов сердечно-сосудистой системы является более перспективной [34].

Особый интерес вызывает раннее развитие маркера альфа-активности у детей, рожденных ранее обычного срока гестации. Сравнение выраженности его величины по сравнению с доношенными детьми демонстрирует его опережающий рост. Кроме того, дальнейший анализ показывает, что альфа-активность сильнее выражена у недоношенных детей в состоянии сна, что позволяет предположить наличие, возможно, компенсаторного механизма возникновения данной базовой

активности в моторной коре головного мозга. Данный факт требует дальнейшего исследования и наблюдения за неврологическим развитием группы детей на протяжении хотя бы первого года жизни.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенные исследования по изучению частотно-временных характеристик ЭЭГ группы новорожденных на основе непрерывного вейвлетного преобразования продемонстрировал значительную изменчивость активности головного мозга данной группы пациентов при смене их физиологических состояний сон и бодрствование. Особый интерес вызывает выявленная особенность генерации альфа-активности, наблюдать которую позволило использование аппарата НВП, обладающего высоким временным разрешением при частотном анализе колебательных процессов.

Работа выполнена в рамках финансовой поддержке Российского научного фонда (проект 22-22-00517).

- [1] *Massimini M.* // Journal of Neuroscience. 2004. **24**, N 31. P. 6862.
- [2] *Габдракипова А.А., Черватюк М.И., Мищенко А.Н.* // European research. 2017. N 7. P. 30.
- [3] *Loddo G.* et al. // Frontiers in neurology. 2017. **8**. P. 42.
- [4] *Бузунов Р.В.* и др. // Эффективная фармакотерапия. 2018. N 35. С. 34.
- [5] *Šušmóková K.* et al. // Artificial intelligence in medicine. 2008. **44**, N 3. P. 261.
- [6] *Prastawa M., Gilmore J.H., Lin W., Gerig G.* // Medical image analysis. 2005. **9**, N 5. P. 457
- [7] *H. Huang* et al. // Neuroimage. 2006. **33**, N 1. P. 27
- [8] *Kim J.C., Wang L., Shen D., Lin W.* // Scientific reports. 2016. **6**, N 1. P. 1.
- [9] *Miller S.P.* et al. // New England Journal of Medicine. 2007. **357**, N 19. P. 1928.
- [10] *Pichler G., Schmölzer G.M., Urlesberger B.* // Frontiers in Pediatrics. 2017. **5**. P. 29
- [11] *Plomgaard A.M.* et al. // PLoS One. 2017. **12**. e0173440
- [12] *Kenosi M., O'Toole J.M., Hawkes G.A., Hutch W., Low E., Wall M., Boylan G.B., Ryan C.A., Dempsey E.M.* // Journal of Perinatology. 2018. **38**, N 3. P. 264
- [13] *Pavlidis E., Lloyd R.O., Boylan G.B.* // Developmental neuroscience. 2017. **39**, N 1-4. P. 23.
- [14] *Koolen N., Oberdorfer L., Rona Z., Giordano V., Werther T., Klebermass-Schrehof K., Stevenson N., Vanhatalo S.* // Clinical Neurophysiology. 2017. **128**, N 6. P. 1100
- [15] *Stevenson N.J., Oberdorfer L., Koolen N., O'Toole J.M., Werther T., Klebermass-Schrehof K., Vanhatalo S.* // Scientific reports. 2017. **7**, N 1. P. 12969
- [16] *Kidokoro H., Anderson P.J., Doyle L.W., Woodward L.J., Neil J.J., Inder T.E.* // Pediatrics. 2014. **134**, N 2. P. e444.
- [17] *O'Toole J.M., Boylan G.B., Vanhatalo S., Stevenson N.J.* // Clinical Neurophysiology. 2016. **127**, N 8. P. 2910.
- [18] *Pillay K., Dereymaeker A., Jansen K., Naulaers G., Van Huffel S., De Vos M.* // Journal of neural engineering. 2018. **15**, N 3. P. 036004.
- [19] *Meaney M.J., Bhatnagar S., Diorio J., Larocque S., Francis D., O'Donnell D., Shanks N., Sharma S., Smythe J., Viau V.* // Cellular and molecular neurobiology. 1993. **13**, N 4. P. 321.
- [20] *Boksa P., Krishnamurthy A., Sharma S.* // Neuroendocrinology. 1996. **64**, N 1. P. 25.
- [21] *Taylor A., Fisk N.M., Glover V.* // The Lancet. 2000. **355**, N 9198. P. 120.
- [22] *West C.R., Harding J.E., Williams C.E., Gunning M.I., Battin M.R.* // Early human development. 2006. **82**, N 1. P. 43.
- [23] *Victor S., Appleton R.E., Beirne M., Marson A.G., Weindling, A.M.* // Pediatric research. 2005. **57**, N 3. P. 336.
- [24] *Schumacher E.M., Westvik A.S., Larsson P.G., Lindemann R., Westvik J., Stiris T.A.* // Pediatric research. 2011. **69**, N 7. P. 413.
- [25] World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects // JAMA. 2000. N 284. P. 3043.
- [26] *Jurcak V., Tsuzuki D., Dan I.* // Neuroimage. 2007. N 34. P. 1600.
- [27] *Lloyd R.O., O'Toole J.M., Livingstone V., Hutch W.D., Pavlidis E., Cronin A.-M., Dempsey E.M., Filan P.M., Boylan G.B.* // Pediatric research. 2016. **80**, N 3. P. 382.
- [28] *Abramovich F., Bailey T.C., Sapatinas T.* // Journal of the Royal Statistical Society: Series D (The Statistician). 2000. **49**. N 1. P. 1.
- [29] *Hramov A.E., Koronovskii A.A., Makarov V.A., Pavlov A.N., Sitnikova E.* Wavelets in neuroscience. Springer Berlin Heidelberg, 2015.
- [30] *Takeuchi A., Inoue T., Nakamura M., Kageyama M., Akiyama T., Kobayashi K.* // Frontiers in Pediatrics. 2021. **9**. P. 679771.
- [31] *O'Toole J.M., Pavlidis E., Korotchikova I., Boylan G.B., Stevenson N.J.* // Scientific Reports. 2019. **9**. P. 4859.
- [32] *Nayak S., Mishra S., Satpathy S., Samantray S.* // International Journal of Research in Engineering and Science (IJRES). 2016. **4**, N 8. P. 85.
- [33] *Namazi H.* // Fluctuation and Noise Letters. 2020. **19**, N 04. P. 2050043.
- [34] *Semeia L., Sippel K., Moser J., Preissl H.* // Scientific reports. 2022. **12**, N 1. P. 1.

Application of frequency-time analysis of signals for isolation of sleep stages

A.C. Akimova^{1,a}, M.O. Zhuravlev^{1,2,b}, A.E. Runnova^{2,1,c}

¹N.G. Chernyshevsky Saratov National Research State University, Institute of Physics
Saratov 410012, Russia ²Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Research Institute of Cardiology
Department of Basic Research in Neurocardiology

Saratov 410012, Russia

E-mail: ^asuperlesenok@inbox.ru, ^bzhuravlevmo@gmail.com, ^canefila@gmail.com

The paper is devoted to the study of possibilities of methods of frequency-time analysis of signals of the brain electrical activity for recognition of sleep stages on the example of clinical data of newborns monitoring. The division of newborns into gestational age groups and postnatal lifetime groups during monitoring showed how significant changes in brain activity in sleep and wakefulness in children of different groups, as well as significant variability and non-specificity of frequency-time characteristics of brain activity.

Significance of tracking alpha-rhythm level in EEG motor cortex projection for premature children for separation of sleep and wakefulness states, as well as, possibly, as a marker of brain maturity in the early adaptation period is shown.

PACS: 87.19.La, 05.45.Tr, 06.30.Ft.

Keywords: continuous wavelet transformation, EEG, automatic recognition, sleep.

Received 05 October 2022.

Сведения об авторах

1. Акимова Алеся Сергеевна — аспирант; e-mail: superlesenok@inbox.ru.
2. Журавлев Максим Олегович — канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотрудник; e-mail: zhuravlevmo@gmail.com.
3. Руннова Анастасия Евгеньевна — доктор физ.-мат. наук, нач. отдела фундаментальных исследований в нейркардиологии; e-mail: anefila@gmail.com.