

Электроэнцефалография и исследования функциональной активности головного мозга

С.А. Гуляев

Отдел лучевой диагностики и клинической физиологии, лаборатория клинической нейрофизиологии ФГБУ «Федеральный центр мозга и нейротехнологий ФМБА России»; Россия, 117997 Москва, ул. Островитянова, 1, стр. 10

Контакты: Сергей Александрович Гуляев sergruss@yandex.ru

Электроэнцефалография (ЭЭГ) дает исследователю возможность анализировать и фиксировать быстротекущие физиологические процессы в корковых структурах головного мозга, что в настоящий момент практически недоступно для большинства методов функциональных исследований мозга. Однако в технологии клинической ЭЭГ наблюдается определенная стагнация, требующая изменений методологических и технических подходов к реализации ЭЭГ. Целью нашей работы является представление современных возможностей ЭЭГ и ее места в современной медицинской диагностике.

В настоящее время подавляющее большинство аппаратных комплексов ЭЭГ включают 8–32 отдельных каналов записи и используют расположение активных электродов на скальпе по системе «10–20». В результате происходит утрата большого объема информации, и исследования ограничиваются исключительно регистрацией отдельных биоэлектрических феноменов, что не позволяет использовать данные ЭЭГ совместно с нейровизуализационными исследованиями с достаточной для последних разрешающей способностью.

Решением данной проблемы является использование систем ЭЭГ высокой плотности записи, включающих большое количество первичных электроэнцефалографических сенсоров (128 и более), которые позволяют минимизировать информационные потери первичного этапа. Однако такие системы требуют кардинально иного подхода к технике анализа записей ЭЭГ. Присутствие большего в сравнении с классическими системами объема информации вынуждает применять различные методы математического анализа получаемого сигнала, а также шире использовать методики объединения с информацией иных диагностических методов, прежде всего магнитно-резонансной томографии и функциональной магнитно-резонансной томографии, но в результате это открывает для ученых новые перспективы исследования биоэлектрической активности головного мозга человека.

Ключевые слова: электроэнцефалография, технология, высокая плотность записи, визуализация, совмещение изображений

Для цитирования: Гуляев С.А. Электроэнцефалография и исследования функциональной активности головного мозга. Русский журнал детской неврологии 2021;16(4):59–68. DOI: 10.17650/2073-8803-2021-16-4-59-68.

Electroencephalography and analysis of functional brain activity

S.A. Gulyaev

Department of Radiation Diagnostics and Clinical Physiology, Laboratory of Clinical Neurophysiology, Federal Center of Brain and Neurotechnologies, Federal Biomedical Agency; 1/10 Ostrovityanova St., Moscow 117997, Russia

Contacts: Sergey Aleksandrovich Gulyaev sergruss@yandex.ru

Electroencephalography (EEG) enables the recording and analysis of fast physiological processes in the cerebral cortex, which is currently virtually impossible for the majority of methods of functional brain examination. However, there is a certain stagnation in the EEG technology that requires some improvement in both methodological and technical approaches to EEG. Objective: to analyze the capacities of EEG and its role in current medical diagnostics.

The majority of EEG machines have 8 to 32 recording channels and use the 10–20 electrode placement system. This results in losing a substantial amount of information due to limited registration of some bioelectric activity and prevents using EEG data together with high-resolution neuroimaging.

This issue can be addressed by EEG machines with high-density recording and multiple primary electroencephalographic sensors (at least 128), which ensures minimal loss of information at the first stage. However, such systems require

an absolutely different approach to the analysis of EEG recordings. Larger amount of information (compared to conventional EEG) necessitates the implementation of various mathematical methods to analyze the recorded signals, as well as more extensive use of techniques for combining this data with findings of other diagnostic methods, primarily magnetic resonance imaging and functional magnetic resonance imaging. This will open new horizons for the investigation of bioelectric activity of the human brain.

Key words: electroencephalography, technology, high-density recording, visualization, image combination

For citation: Gulyaev S.A. Electroencephalography and analysis of functional brain activity. *Russkiy zhurnal detskoy nevrologii* = Russian Journal of Child Neurology 2021;16(4):59–68. (In Russ.). DOI: 10.17650/2073-8803-2021-16-4-59-68.

Введение

Электроэнцефалография (ЭЭГ) была разработана в 1924–1928 гг. немецким ученым Х. Бергером, который на основе работ В. Эйнтховена предложил метод фиксации биопотенциалов головного мозга с помощью высокочувствительного гальванометра и самописца. Полученные данные представляли собой различные колебательные феномены, которые назвали ритмами. Первая выделенная Х. Бергером активность получила название альфа-ритма. Она имела характеристики модулированных по амплитуде синусоподобных колебаний, преобладающих в затылочных отведениях и редуцирующихся в момент открывания глаз. В противоположность альфа-ритму бета-ритм представлял асинхронный шумоподобный ритм, преобладающий в лобных отведениях и не реагирующий на открывание или закрывание глаз [10].

Открытие ритмической активности головного мозга на первых порах было воспринято исследователями как прямое отражение мыслительной деятельности человека, однако все попытки ее «дешифровки» потерпели неудачу. К середине 1930-х годов стало ясно, что регистрируемая биоэлектрическая активность мозга представляет собой скорее результат суммарной активности множества невральных структур со сложным механизмом взаимодействия, реализующим функциональную активность центральной нервной системы, что не позволяет провести прямой анализ мыслительной деятельности. В 40-х годах прошлого века, после переработки основных положений метода ЭЭГ группой канадских нейрофизиологов под руководством У. Пенфилда, данная методика прочно вошла в арсенал нейронаук как метод исследования функциональной активности корковых структур головного мозга [6]. Однако излишне строгая формализация исследования, большое влияние других нейрофизиологических методов, трудности подготовки специалиста, несовершенство электронной техники и прочие факторы привели к стагнации метода, в результате общая методология проведения исследований так и осталась на уровне 50–60-х годов прошлого века, а в научном и клиническом сообществах стали популярны идеи об устаревании методики как таковой и необходимости ее замены на иные диагностические технологии, осно-

ванные на других физических принципах (функциональная магнитно-резонансная томография, позитронно-эмиссионная томография, однофотонная эмиссионная компьютерная томография) [8].

Попытки усовершенствовать методику исследования с помощью внедрения в аналитический блок различных математических методов и моделей, активно предлагаемых в 1990-х и 2000-х гг., не принесли желаемого успеха, и в настоящее время большинство из предложенных «улучшений» рассматриваются только как «коммерческие» дополнения к исходному программному обеспечению, облегчающие процесс дешифровки нативной записи, но не имеющие решающего значения [1, 2].

Тем не менее метод ЭЭГ продолжает применяться как в научных, так и в клинических исследованиях [4] и на сегодняшний день является единственной технологией, позволяющей регистрировать изменения биоэлектрической активности головного мозга напрямую, без использования различных физических и химических посредников, что дает исследователю возможность анализировать и фиксировать быстротекущие процессы, недоступные для иных методов [7].

Целью нашей работы является представление современных возможностей ЭЭГ и ее места в современной медицинской диагностике.

Попытки преодоления ограничений ЭЭГ

В первом десятилетии XXI в. в научном пуле ЭЭГ-методик произошел технологический скачок в виде появления доступных многоканальных анализаторов, получивших название ЭЭГ высокой плотности записи. Эта техника позволяла разместить на поверхности головы значительно больше первичных сенсоров, чем при ставшей классической системе расположения электродов — «10–20», разработанной и внедренной в клинические исследования канадским нейрофизиологом Г. Джаспером. Увеличенное количество сенсоров позволило минимизировать потерю первичной информации, характерную для схемы «10–20», и показать распределение мощностей биопотенциалов скальпа намного более адекватно, чем при использовании систем с малым количеством каналов.

Однако разработка программного обеспечения таких систем продолжает использовать принципы, заложенные еще в 1990-х годах, что в отсутствие тесного взаимодействия между разработчиками, клиницистами и нейробиологами не позволяет предложить единых диагностических принципов взамен предложенных еще в 40-х годах прошлого века [5], что в значительной степени затрудняет активное использование многоканальных систем как в клиническом, так и в научном диагностическом процессе. Только в последние годы Международная федерация нейрофизиологии (IFCN) издала рекомендации расширения классической схемы «10–20» путем добавления 6 дополнительных электродов, расположенных ниже линии *nasion – inion*, позволяющих получать информацию с корковых структур базальных отделов полушарий головного мозга [9]. Но в России данные рекомендации пока не рассматриваются в качестве обязательных [3].

Основные различия между технологиями ЭЭГ-диагностики

Как было указано выше, в настоящее время подавляющее большинство аппаратных комплексов ЭЭГ-диагностики, в том числе экспертного класса, построены на базовых принципах, сформулированных еще в 40-х годах прошлого века, т.е. включают 8–32 отдельных каналов записи и используют расположение активных электродов на скальпе по системе «10–20». В результате поверхность скальпа покрывается «сетью» первичных сенсоров с расстоянием между соседними 5–7 см. Вместе с тем, каждый электрод-сенсор фиксирует биоэлектрическую активность с поверхности не более 1,0–1,5 см², что приводит к необходимости интерполяции полученной информации либо использования

основ векторного исчисления для локализации интересующего исследователя процесса. Таким образом, на выходе получается довольно условная информационная картина, лучше всего позволяющая регистрировать явно пароксизмальную биоэлектрическую активность и локализовать ее фокусы (рис. 1).

Сама процедура исследования жестко формализована и использует ограниченный набор функциональных проб в виде реакции активации, фотостимуляции и гипервентиляции. Такой выбор определен для проведения скринингового исследования пароксизмальных форм биоэлектрической активности, например при диагностике «клинически скрытых» эпилептических приступов, так как позволяет выявить объективную реакцию корковых структур головного мозга при формализованных нагрузках, имитирующих повседневную активность человека (переход из темного помещения в светлое, просмотр телепередач, выполнение физической нагрузки). Это удобно для первичной диагностики эпилепсии, особенно на этапе амбулаторно-поликлинической помощи, однако в других областях нейронаук такой подход малоэффективен и малоинформативен. Особенно когда появляется необходимость исследования активности мозговых структур, поврежденных в результате инсульта, или изменений поведения корковых структур головного мозга в рамках исследования мозговой функции, поскольку использование визуально-феноменологического анализа или системы картирования, основанной на интерполяции данных, полученных с малого количества первичных сенсоров, имеет крайне низкую информативность (рис. 2), позволяя исследователю давать только самые обобщенные суждения о наблюдаемом процессе.

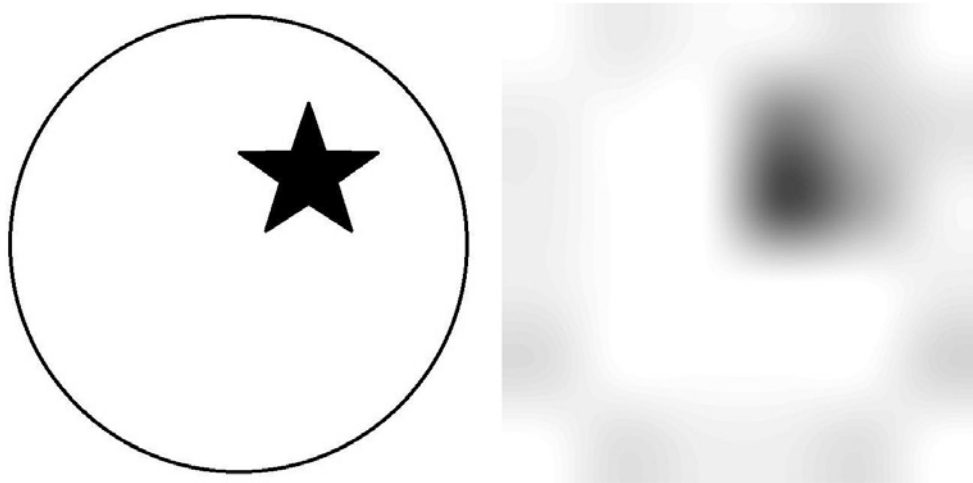


Рис. 1. Условное представление информации, получаемой при использовании системы расположения электродов «10–20»: модель и ее представление исследователю

Fig. 1. Conditional representation of information obtained using the “10–20” electrode placement system: model and its presentation to the researcher

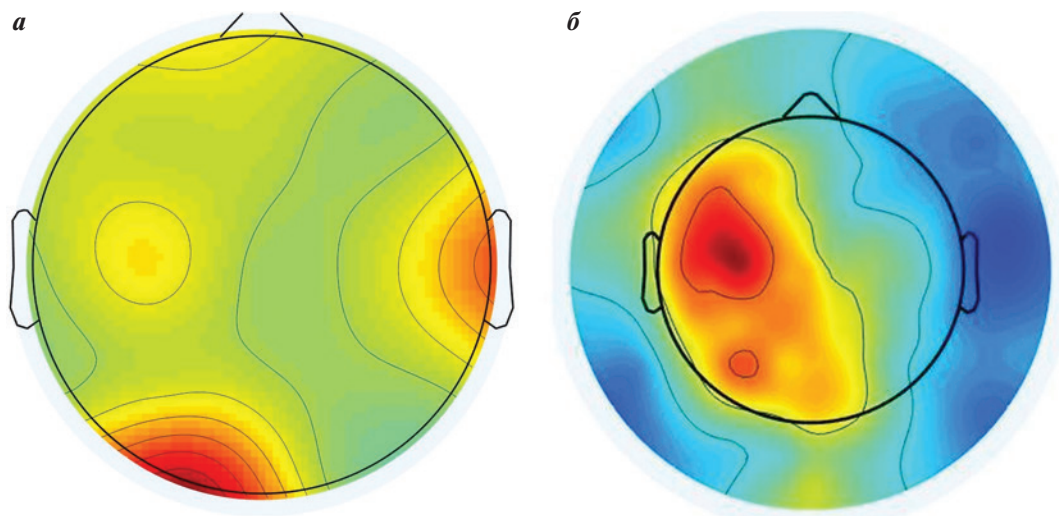


Рис. 2. Попытка исследования функции речи с использованием системы расположения электродов «10–20» (а) и многоканальной электроэнцефалографической системы GSN-128 (б). Использование многоканальной системы позволяет выделить, помимо основной, дополнительную речевую зону

Fig. 2. Attempt to assess the speech function using the “10–20” electrode placement system (a) and the GSN-128 multichannel electroencephalographic system (b). The multichannel system enables the analysis of the additional speech area, not only the main one

Системы ЭЭГ высокой плотности записи

В подобных приборах количество каналов записи в настоящее время составляет от 64 до 256. Учитывая возможную площадь получения информации одним сенсором в 1 см², наименьшую потерю данных может дать система, имеющая 512 каналов и более. К сожалению, на данный момент разработка таких систем имеет ограничения из-за физических размеров электродов, что не позволяет создать подобный интерфейс. Тем не менее использование даже 128-канальных систем позволяет исследователю существенно расширить диагностические возможности метода ЭЭГ (рис. 3).

Процедура проведения исследования неформализована и направлена на регистрацию изменений биоэлектрической активности в условиях предъявления различных нагрузок, направленных на активацию той или иной функции.

В отличие от «классических» систем, ЭЭГ высокой плотности записи использует монополярные отведения, что вынуждает исследователя с большей тщательностью проводить процедуры подавления артефактной активности, а большое количество первичных данных требует применения процедур выделения сигнала по заданным характеристикам.

Наиболее перспективными разработками данного направления можно считать процедуру независимого анализа составляющих сигнала (Independent Component Analysis, ICA). Ее использование позволяет разделить исходный ЭЭГ-сигнал, представляющий сумму большого количества ритмов, на составляющие. При этом используется представление, что каждый фиксируемый волновой процесс независим от остальных и представляет собой активность отдельного корко-

вого анализатора. Таким образом, у исследователя появляется возможность локализации и выделения активности отдельных корковых структур, представляющих терминальные представительства различных анализаторов, а также визуализации их взаимодействия с другими участками коры, возникающими при реализации отдельно взятой функции. Однако применение большого количества каналов в анализаторах высокой плотности записи (рис. 4) приводит к невозможности проведения классического визуально-феноменологического анализа нативной записи, вынуждая исследователя либо использовать преобразование в более простые монтажные схемы («10–10» или «10–20»), практически сводя на нет все преимущества многоканального прибора, либо применять технологии математической обработки с получением двумерного изображения с условным распределением мощности заданной частоты на скальпе (рис. 5).

Последняя технология более удобна для исследователя, поскольку позволяет получить информацию об активности корковых структур головного мозга, которые можно сопоставить с анатомическими образованиями или совмещать с изображением, полученным при помощи какого-нибудь радиологического метода (компьютерная томография, магнитно-резонансная томография и др.). Причем, учитывая относительную «стабильность» нейрорадиологической картины, гибридная визуализация не требует непосредственного совмещения исследований по времени, а может проводиться и отдельно. В этом случае проводится совмещение локализаций электродов с анатомическими объектами, такими как область переносицы, козелка и верхнего края большого затылочного отверстия.

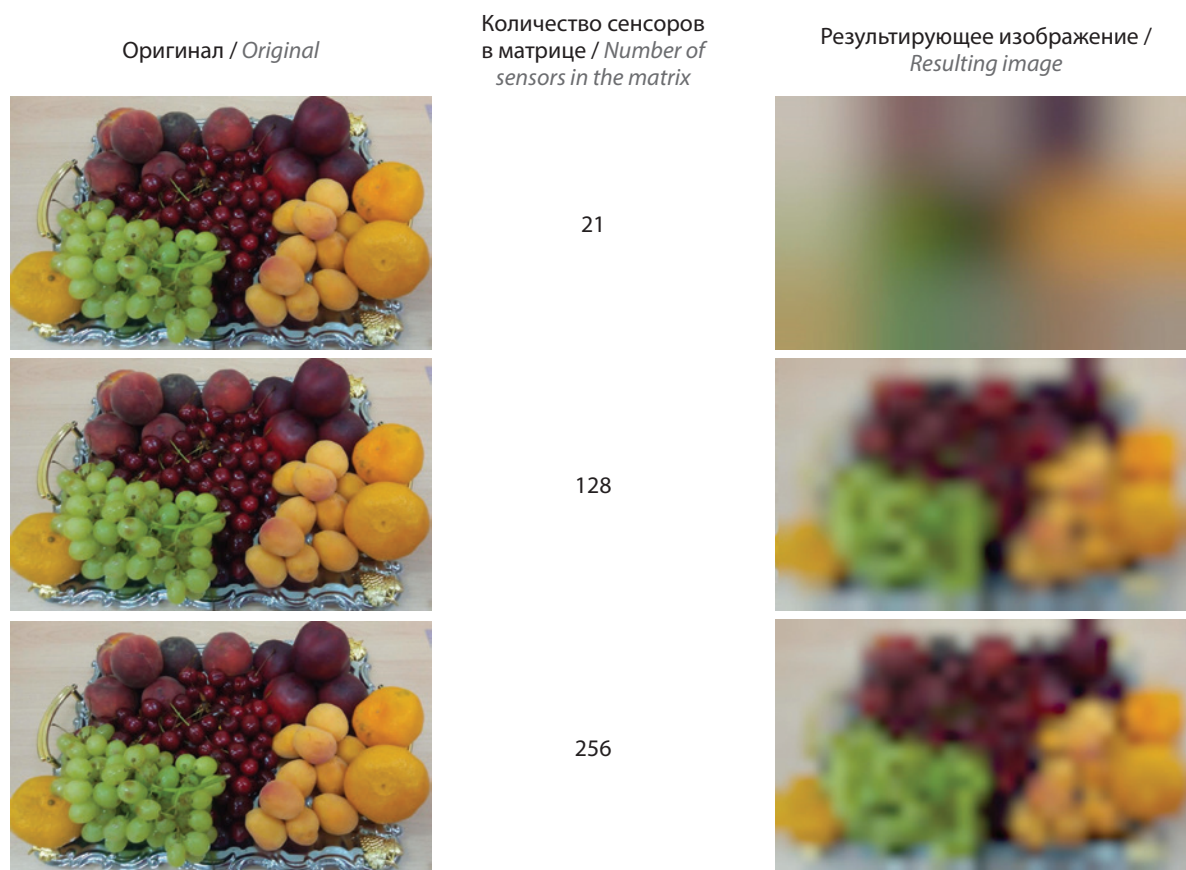


Рис. 3. Изменение визуальной информации в зависимости от количества используемых первичных сенсоров
Fig. 3. Changes in visual information depending on the number of primary sensors used

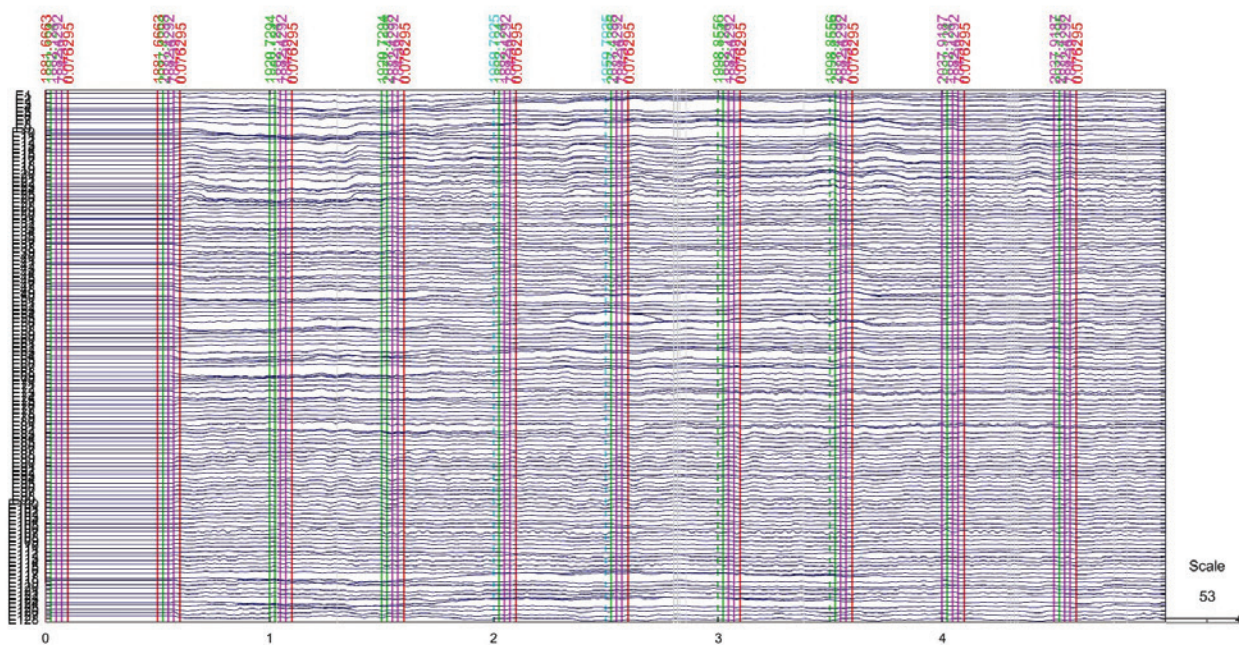


Рис. 4. Визуальное представление нативной электроэнцефалограммы, полученной на системе высокой плотности записи
Fig. 4. Visual representation of a native electroencephalogram obtained using a high-density recording system

Исследование мозговой активности здорового человека

ЭЭГ-картограмма, полученная в результате обследования здорового пациента в состоянии расслабленного бодрствования с закрытыми глазами, характеризовалась альфа-ритмом, выраженным в затылочных отведениях, мю-ритмом в центрально-теменных отведениях, единичными тета-волнами в лобно-височных отведениях и бета-активностью в лобных отведениях. Четкое представление основных частотных компонент формировало характеристику зональных различий ритмов (см. рис. 5).

Однако проведенные исследования показали, что понятие нормы было довольно условным. Так, напряжение рук вследствие волнения или иных причин вызывало десинхронизацию в зонах коркового представительства двигательного анализатора. Величина базовой частоты альфа-ритма, характеризующего состояние покоя зрительного анализатора, изменялась при активном представлении пациентом действия и пр. (рис. 6).

Исследование двигательной функции

Движение — одна из базовых функций всех животных, в значительной степени отличающих их от растений. Нарушение двигательной функции при повреждении корковых структур головного мозга или по иным причинам представляет собой наиболее значимый фактор, ухудшающий качество жизни пациента. Корковые представительства двигательного анализатора расположены в центральных областях коры и занимают область постцентральной извилины (чувствительная, афферентная часть анализатора) и область прецентральной извилины (двигательная, эфферентная часть) (поля Бродмана 1–6).

Для корковых представительства двигательного анализатора характерна собственная ритмическая активность, так называемый мю-ритм, впервые описанный Гасто в 1952 г. Мю-ритм имеет характерную для него реакцию активации — редуцирование в ответ на движение конечностей, что делает эту зону весьма интересной для методов исследований потенциалов, связанных с событием.

При исследовании корковых представительства двигательной функции пациенту предлагалось совершать ритмичные движения кистями обеих рук. Поскольку корковая зона представительства кисти намного больше, чем зоны других частей рук и ног, ее поражение при развитии патологического процесса представляет больше неудобств для пациента, а активация лучше видна при проведении ЭЭГ.

Изменения биоэлектрической активности характеризовались подавлением сенсомоторного мю-ритма при движении конечностей. В результате зона представления коркового представительства двигательного анализатора выделялась на картограмме (рис. 7).

Исследование речи

Речь — основная система коммуникации между людьми, обеспечивающая социальное положение человека. Поражение речевого анализатора приводит к социальной дезадаптации пациента, что требует весьма сложных реабилитационных методик.

Выделение зон коркового представительства речевого анализатора проводилось при предъявлении пациенту нагрузки в виде прослушивания и пересказа короткого рассказа длительностью 3 мин. Корковые представительства речевого анализатора в большинстве случаев расположены в доминантном полушарии.

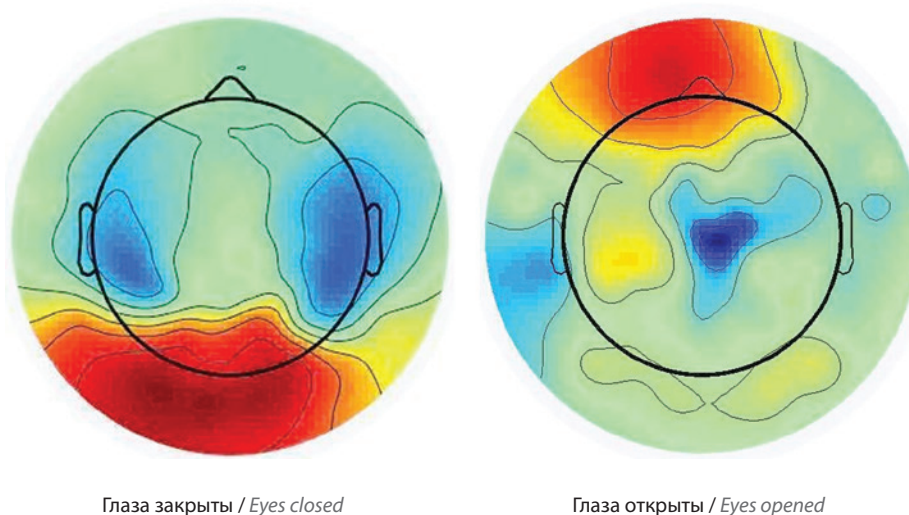


Рис. 5. Электроэнцефалографическая картограмма мозга здорового молодого человека в состоянии расслабленного бодрствования с открытыми глазами. Представлены гиперсинхронные зоны в центрально-теменной области (зона мю-ритма)

Fig. 5. Electroencephalographic map of the brain of a healthy young man during relaxed wakefulness with his eyes opened. Hypersynchronous areas in the centro-parietal region (mu-rhythm area)

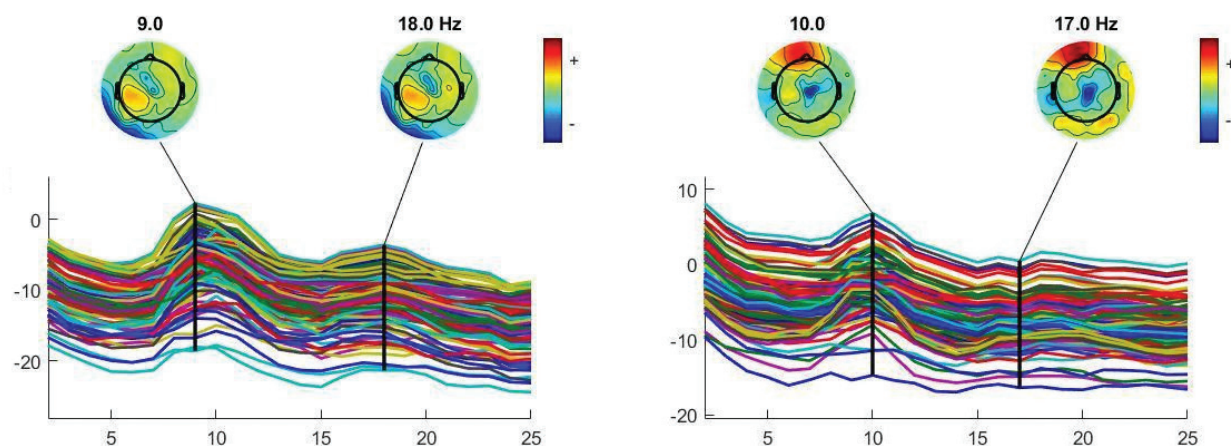


Рис. 6. Изменение частоты базового электроэнцефалографического ритма в зависимости от проявляемой человеком активности (представление визуального образа при открытых глазах)

Fig. 6. Changes in the frequency of the basic electroencephalographic rhythm depending on the person's activity (producing a visual image with open eyes)

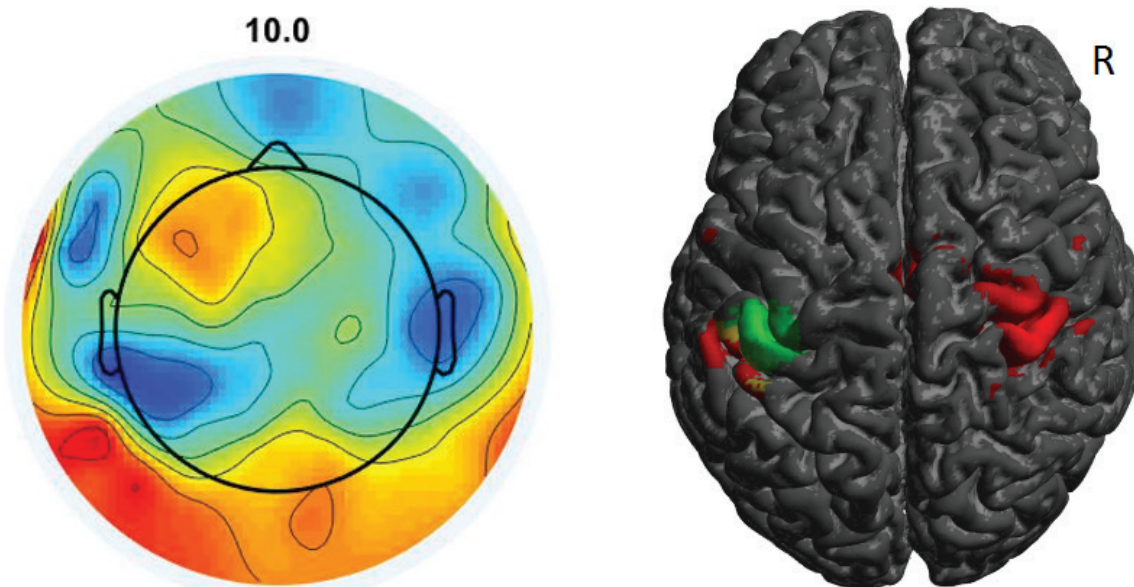


Рис. 7. Десинхронизация корковых отделов двигательного анализатора при активном движении рук (в сравнении с выделением тех же центров при помощи метода функциональной магнитно-резонансной томографии)

Fig. 7. Desynchronization of the cortical areas of the motor analyzer during active hand movement (compared to the allocation of the same centers using functional magnetic resonance imaging)

Эфферентная область анализатора (центр продуктивной речи, зона Брока, 44-е поле Бродмана) расположена в задней части нижней лобной извилины доминантного полушария, а афферентная (центр восприятия речи, зона Вернике, поле 22 по Бродману) занимает заднюю треть верхней височной извилины и часть нижней теменной доли (извилины Гешля).

Выделение специфической активности проводилось с помощью анализа независимых компонент в диапазоне мю-ритма (9–17 Гц), что позволило визуализировать область синхронизации активной речи в период прослушивания пациентом короткого

рассказа и область восприятия речи во время его пересказа (рис. 8).

Учитывая отсутствие информации о специфичности базового ритма речевых зон, было сделано предположение о возможности выделения их активности не в активном состоянии, по десинхронизации специфического ритма, а наоборот, по появлению специфической ритмической активности при переходе анализатора в состояние покоя, что приводило к регистрации центра воспроизведения речи при прослушивании рассказа и выявлению центра слуха — при активном его пересказе.

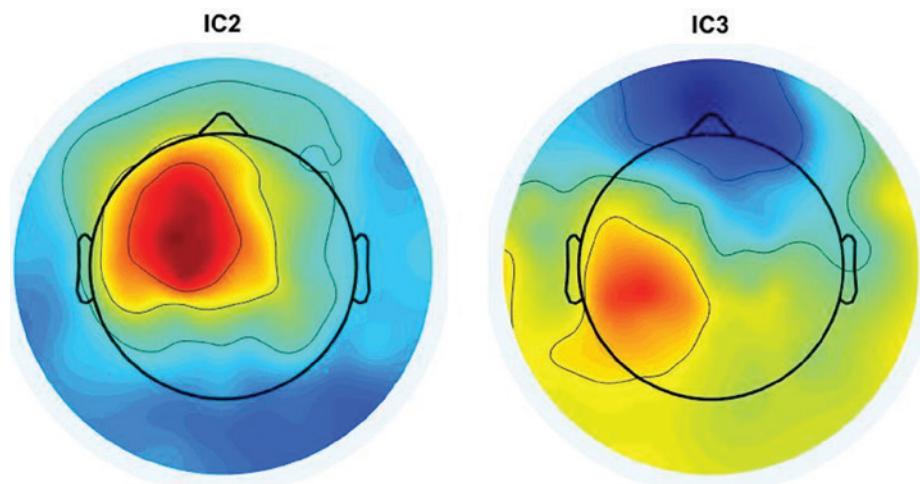


Рис. 8. Синхронизация центра речи (зона Брока) при активации зоны восприятия речи (Вернике) и центра восприятия речи (зона Вернике) — при активации речевой зоны (Брока)

Fig. 8. Synchronization of the speech center (Broca's area) upon activation of the speech-receptive region (Wernicke's) and speech-receptive center (Wernicke's area) — upon activation of the speech center (Broca's area)

Исследование счета

Возможность осуществления математических действий, наряду с речью, является одной из высших корковых функций, используемых человеком в повседневной деятельности. В филогенетическом отношении счет — это наиболее молодая функция высшей нервной деятельности, которая активно развивается у современного человека. Важность данной функции в современном человеческом обществе такова, что ее нарушение приводит к снижению качества жизни, а иногда и к потере профессионального и социального статуса пациента.

Центр счета расположен у верхнего края угловой извилины теменной доли, что свидетельствует о его относительной филогенетической молодости.

Для исследования функции счета использовались тесты, представляющие примеры математических действий. Пациент выполнял задание, производя простые вычисления в уме, с одновременной регистрацией биоэлектрической активности головного мозга.

В результате при выделении основного ритма записи регистрировалась область активности в правой теменной области (рис. 9), ориентировочно соответствующая расположению центра счета. Но в отличие от других центров, повышение функциональной активности центра счета приводило к формированию синхронной активности вместо ожидаемой десинхронизации.

Этот феномен нуждается в дальнейшем исследовании. По нашему мнению, это характеризует его именно как филогенетически «молодой» центр даже в сравнении

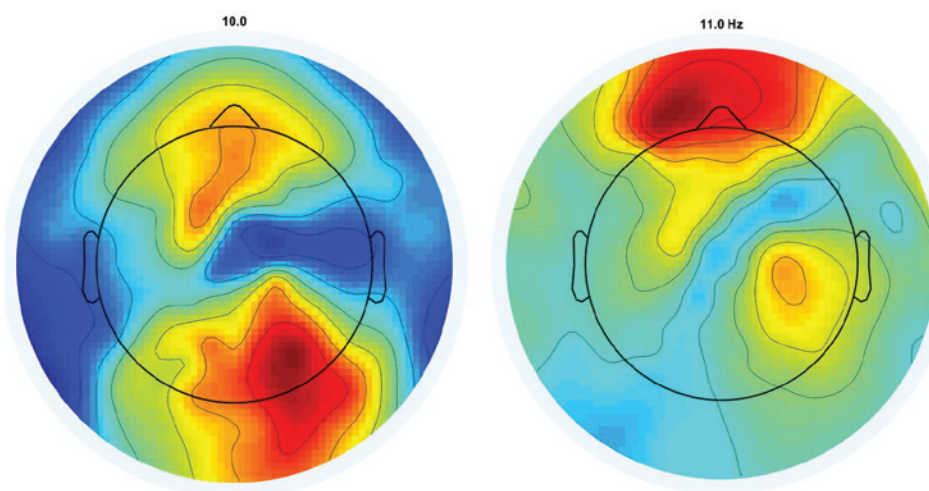


Рис. 9. Выделение центра счета, регистрация области гиперсинхронной активности в теменной доле правого полушария

Fig. 9. Allocation of the computational area, registration of hypersynchronous activity in the parietal lobe of the right hemisphere

с центром речи, который при своей активации использует большое количество синхронно работающих клеток, в отличие от более «старых» центров, разделяющих функциональную активность, что приводит к их десинхронизации в момент активации.

Обсуждение

По нашему мнению, использование метода ЭЭГ в современных условиях необходимо пересмотреть в сторону активного применения многоканальных анализаторов высокой плотности записи не только в научных, но и в клинических исследованиях, поскольку это позволит как расширить спектр исследуемых патологий, так и обогатить медицинское сообщество новыми знаниями об изменениях функциональной активности нейронных структур при различных неврологических заболеваниях.

Сама методика ЭЭГ-исследования должна представлять собой не жестко регламентированный протокол, направленный исключительно на провокацию пароксизмальных форм биоэлектрической активности, а динамическое исследование с выбором проб, направленных на выделение отдельных и активных зон коры головного мозга с оценкой их взаимодействия в ходе реализации той или иной функции.

В идеальных условиях современный ЭЭГ-анализатор для проведения клинических исследований должен соответствовать следующим требованиям:

1. Электроэнцефалограф высокой плотности записи (не менее 128–256 каналов).
2. Быстроустанавливаемая система фиксации электродов, желательна разработанная на принципах «сухого» интерфейса, позволяющего проводить упрощенное обеззараживание.
3. Блок обработки должен включать: а) блок первичной фильтрации; б) систему удаления артефактов, включающую следующие процедуры: удаление периодических компонент; анализ независимых компонент.
4. Блок представления должен позволять исследователю в реальном времени получать следующую информацию: а) спектральные характеристики каналов в системе координат мощность — частота; б) двумерную карту мощностей биопотенциалов с произвольным выбором интересующей частоты исследователем; в) возможность получения информации об амплитуде/мощности любой точки карты по нажатию кнопки манипулятора.
5. Блок регистрации должен позволять исследователю: а) фиксировать двумерные карты по задаваемым исследователем диапазонам; б) создавать анимированные изображения, фиксирующие динамические изменения биоэлектрической активности в заданный исследователем временной промежуток.

6. Блок внешней связи с возможностью взаимодействия системы с системами компьютерной и магнитно-резонансной томографии в реальном времени.

Такой подход с использованием субмаксимального и максимального количества ЭЭГ-каналов (256–512), с применением методик локализации сенсоров в пространстве может быть дополнен также возможностью гибридизации ЭЭГ-картограмм с магнитно-резонансными изображениями головного мозга пациента, которые могут быть получены последовательно и представлять собой основу индивидуального функционального картирования каждого конкретного изучаемого случая, что позволит повысить уровень персонализации данных.

Особый интерес представляет возможность ЭЭГ регистрировать быстротекущие процессы, характеризующие изменение биоэлектрической активности, что пока практически недоступно для других диагностических методик либо по использованию физических принципов регистрации процесса, либо за счет высокой базовой стоимости исследования. Данное преимущество ЭЭГ должно активно внедряться в контроль лечебных и реабилитационных мероприятий, проводимых в организациях клинического звена.

Исследование активности невральных структур должно не только опираться на локализацию представительства невральной функции в коре, но и учитывать их филогенез, разделяя их на относительно старые (ходьба, тактильная чувствительность, зрение, обоняние, слух и пр.), новые (речь) и новейшие (счет), что позволит создавать более эффективные инструменты их изучения.

Заключение

Функциональное исследование активности корковых структур головного мозга человека подтверждает дуалистическую структуру организации высшей нервной деятельности, отмеченную еще в 70-х годах позапрошлого века Х. Джексоном и развитую И.П. Павловым и А.Р. Лурией в XX в., однако их изучение немыслимо без диагностических технологий, позволяющих регистрировать изменения биоэлектрической активности, сравнимые по скорости с текущими изменениями активности нервной ткани, возникающими в момент реализации корковой функции.

Современное использование ЭЭГ в научных и клинических работах напрямую связано с развитием нейронаук и насущной необходимостью понимания функциональной организации корковых структур головного мозга для создания замещающих систем, позволяющих дублировать утраченные в результате травм или заболеваний функции. Особенно остро данный вопрос стоит у пациентов, перенесших острое нарушение мозгового кровообращения и не имеющих возможности вернуться к полноценной социальной активности из-за утраты различных функций.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Андреев А.С. Обзор методов математической обработки электроэнцефалограмм. Известия ТРТУ 2000;4(18):111, 112. [Andreev A.S. Review of methods of mathematical processing of electroencephalograms. Izvestiya TRTU = Bulletin of Taganrog State Radio Engineering University 2000;4(18):111, 112. (In Russ.)].
2. Бахарева Б.В. Корреляционно-декрементный анализ энцефалограмм на основе моделирования биопотенциалов коры головного мозга. Биофизика 2016;61(4):793–8. [Bakhareva B.V. Correlation-decrement analysis of encephalograms using modeling of biopotentials of the cerebral cortex. Biofizika = Biophysics 2016;61(4):793–8. (In Russ.)].
3. Методические рекомендации «Методика регистрации и формирование заключения по ЭЭГ». Департамент здравоохранения г. Москвы, 2021. [Methodological recommendations “Methods of EEG registration and results reporting”. Moscow Healthcare Department, 2021. (In Russ.)].
4. Beniczky S., Schomer D.L. Electroencephalography: basic biophysical and technological aspects important for clinical applications. Epileptic Disorders 2020;22(6):697–715 DOI: 10.1684/epd.2020.1217.
5. Jasper H.H., Pertuiset B., Flanigin H. EEG and cortical electrograms in patients with temporal lobe seizures. Arch Neurol Psychiatry 1951;65:272–90.
6. Penfield W., Jasper H. Epilepsy and the Functional Anatomy of the Human Brain. Boston: Little, Brown & Co, 1954.
7. Peter-Derex L. Beyond the waves: what does the EEG still hold one century after H. Berger? Sleep 2021;44(10):zsab165.
8. Schrooten M., Vandenberghe R., Peeters R., Dupont P. Quantitative Analyses Help in Choosing Between Simultaneous vs. Separate EEG and fMRI. Front Neurosci 2019;12:1009. DOI: 10.3389/fnins.2018.01009.
9. Seeck M., Koessler L., Bast T. The standardized EEG electrode array of the IFCN. Clin Neurophysiol 2017;128:2070–7.
10. Tudor M., Tudor L., Tudor K.I. Hans Berger (1873–1941) – the history of electroencephalography. Acta Med Croatica 2005;59(4):307–13.

ORCID автора / ORCID of author

С.А. Гуляев / S.A. Gulyaev: <https://orcid.org/0000-0001-9122-7144>

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest. The author declares no conflict of interest.

Финансирование. Работа выполнена без спонсорской поддержки.

Financing. The work was performed without external funding.