

**ԲԱԶՄԱՊՐԱՅԻԼ ԱԽՏՈՐՈՇՄԱՆ ԿԵՆՏՐՈՆՆԵՐԻ ՍՏԵՂՄՄԱՆ ՏՆՏԵՍԱԿԱՆ
ԱՐԳՅՈՒՆԱՎԵՏՈՒԹՅԱՆ ՉԱՓԱՆԵՇՆԵՐԸ**

Աշխատանքում ուսումնասիրված են բազմապրոֆիլ ախտորոշման կենտրոնների գործունեությունը և նրանց տնտեսական արդյունավետության մի քանի խնդիրները: Շարադրված են ուղղակի և անուղղակի տնտեսական գործոնները, որոնք ի հայտ են գալիս բազմապրոֆիլ ախտորոշման կենտրոնների գործունեության ընթացքում: Յույց են տրված ախտորոշման կենտրոններում կիրառվող նորագույն մեթոդների արժեքի հաշվառման սկզբունքները:

G. A. NIKOGHOSSIAN, V. S. ARMENAKIAN, T. K. HAKOPIAN

**THE CRITERIA OF ECONOMICAL EFFECTIVITY OF FORMATION
OF WIDE VARIETY OF DIAGNOSTIC CENTERS**

The problems of economical effectivity of formation of the wide variety of diagnostic centers are touched upon. A number of direct and indirect economic factors are described, which are revealed during the activities of the diagnostic centers.

УДК 612.831

В. П. КАЛАНТАРЯН

НЕЙРОМАГНИТНЫЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ МОЗГА

Магнитоэнцефалография (МЭГ), являясь магнитным аналогом ЭЭГ, имеет по сравнению с ней ряд преимуществ. Магнитные данные более информативны, так как они выявляют участок мозга, куда поступает информация о раздражении и характере ее обработки, т. е. дают возможность целенаправленно исследовать, где и как обрабатывается поступающая информация. Распределение магнитных полей мозга обладает более тонкой структурой по сравнению с аналогичным распределением электрических потенциалов. Этот метод бесконтактный и не требует крепления датчиков к голове. Совместное использование обеих методик—МЭГ и ЭЭГ может способствовать выявлению четкой картины электрических явлений в самом мозге, лежащих в основе его функционирования.

Применение таких современных физических методик «неразрушающего контроля» работы мозга, как рентгеновская и ядерная магнитно-резонансная компьютерная томография [1], метод создания позитронных изображений и т. д., дает возможность определять индивидуальные особенности строения мозга, распределение веществ и активность химических процессов, но не дает картины электрических явлений в мозге, лежащих в основе его функционирования.

Как известно, регистрируемые ЭЭГ потенциалы являются лишь слабым отражением электрических процессов в мозге, что связано с особенностями строения головы человека, приводящими к существенному уменьшению плотности токов, текущих в скальпе и сглаживанию их пространственных вариаций. Это означает, что локальные неоднородности токов, вызванных нервной активностью, на-

ходят слабое отражение на поверхности скальпа, где картина потенциалов содержит сравнительно мало деталей. Кроме того, токи, текущие в кожном покрове, слабее токов, текущих в самой области активности, и потому измерение поверхностных потенциалов более подвержено влиянию помех. Специально проведенные исследования показали, что картина поверхностных потенциалов оказывается куда более «размытой», чем определяющее эту картину распределение внутримозговых потенциалов.

В отличие от метода ЭЭГ магнитный датчик реагирует непосредственно на токи, протекающие в мозге, т. е. пространственное распределение и временная зависимость МЭГ сигналов прямо отражают внутреннюю электрическую активность мозга, практически не искаженную влиянием черепа. Кроме того, он обладает избирательностью, т. е. принимает сигналы лишь от токов, определенным образом ориентированных относительно него, тем самым устраняя влияние мешающих источников, т. е. помех. Уже первые МЭГ исследования обнаружили заметное различие магнитных и электрических данных. Выявлено, что распределение магнитных полей мозга обладает более тонкой структурой, чем распределение электрических потенциалов по кожному покрову головы, что связано с нечувствительностью нейромагнитных полей к приповерхностным неоднородностям электропроводности, приводящим к «размытию» картины потенциалов. Благодаря такой «нечувствительности» МЭГ принимает сигнал, почти идентичный по временной зависимости с током, текущим в самой коре. В числе преимуществ МЭГ и то обстоятельство, что если высокочастотные компоненты сигнала ЭЭГ передаются на скальп с более заметным искажением, чем низкочастотные, то на частотный спектр МЭГ неоднородность поверхностных слоев влияния не оказывает. Эти особенности МЭГ сделали ее перспективным методом исследования мозга, быстро внедряющимся в практику нейрохирургических лабораторий и клиник мира.

Как показали исследования, источником наиболее сильных нейромагнитных сигналов служат полушария головного мозга человека. Если учесть, что именно с большими полушариями связывается ведущая роль в осуществлении высшей нервной деятельности человека, то становится очевидной важность магнитометрической методики. Есть еще один существенный момент—в отличие от ЭЭГ МЭГ является бесконтактным методом измерений (например, при поражениях кожного покрова головы, если пациент в гипсе или в бинтах).

Обратимся к примерам, иллюстрирующим возможности применения МЭГ. Наиболее сильные магнитные сигналы с амплитудой более чем у альфа-ритма наблюдаются у больных эпилепсией. Из патологически измененного участка (очага эпилепсии), которому часто соответствует то или иное органическое нарушение ткани мозга (шрам, опухоль), избыточное возбуждение может распространяться по нервным путям в нормально работающие отделы центральной нервной системы и нарушать их деятельность. Как оказалось, с помощью МЭГ возможно в ряде случаев обнаружить место эпилептической активности (очага)

даже тогда, когда на параллельно регистрируемой ЭЭГ не видно никаких патологических изменений (рис. 1) [2].

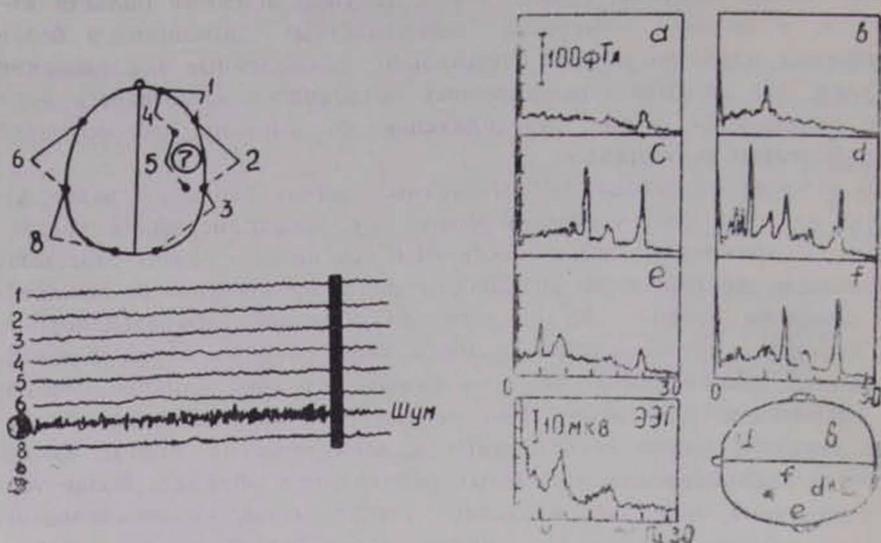


Рис. 1. Одновременная регистрация ЭЭГ и МЭГ во время epileptического разряда. Сигнал ЭЭГ снимается между парами точек, отмеченных отрезками 1—6, 8. Измерения МЭГ проводились в районе точки 7, под которой имеется кальцинированная опухоль (запись № 7). В данном случае характерная epileptическая активность проявляется лишь в магнитном сигнале.

Рис. 2. Спектры МЭГ, снятых у поверхности головы больного в точках а, б, с, d, е, f, и спектр ЭЭГ, снятой между точками, отмеченными звездочками (места крепления электродов). В отличие от МЭГ спектр ЭЭГ не показывает никаких резких особенностей даже вблизи epileptического очага в районе точки d.

Наилучшие результаты МЭГ дают при наблюдении epileptических очагов, вызванных опухолями. Местоположение очага можно достаточно точно определить по максимуму регистрируемой магнитной активности. Это хорошо проиллюстрировано на рис. 2 [3]. Вдали от опухоли (ангиома, находится под точкой d) никаких особенностей в спектре МЭГ, кроме альфа-ритма, не наблюдается (точки а и б). В окрестности очага (точки с, е и f) уже есть заметные дополнительные составляющие сигнала, а в самой точке d спектр МЭГ представляет целый «частотный колодезь» патологической активности. Смещение магнитометра всего на 1 см резко ослабляет сигнал.

Магнитометрическим методом впервые было осуществлено наблюдение двух последовательных разрядов в разных полушариях, что является подтверждением наличия причинно-следственных связей между магнитными проявлениями спонтанных процессов в мозге. На рис. 3 дано изменение во времени распределения магнитного поля в процессе развития epileptического разряда [4].

Очень важную информацию о работе мозга может дать метод вызванных магнитных полей (ВМП). Так как в этом случае известны внешние причины, вызывающие ВМП, то меняя, например, вид зри-

тельного образа, частоту его появления и т. д., можно целенаправленно исследовать, где и как обрабатывается в мозге поступающая информация.

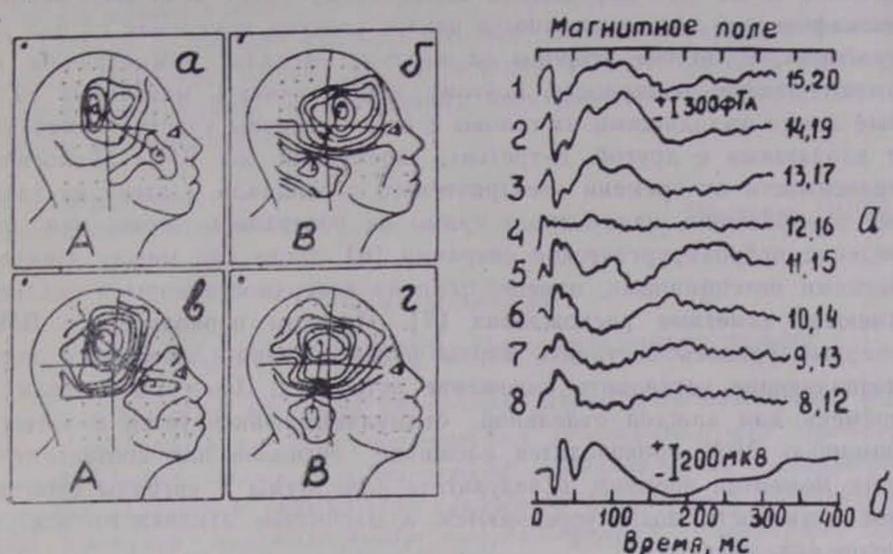


Рис. 3. Последовательность карт магнитного поля в процессе развития эпилептического разряда: а) первоначальный разряд источника А; б) разряд источника В через 16 мс, запущенный разрядом источника А; в) и г)—последовательность эволюции источников А и В.

Рис. 4. а) магнитный отклик мозга на единичное раздражение запястья руки электрическим током, измеренный в разных точках у поверхности головы. Первое число справа указывает расстояние точки (в см) вверх от ушного канала, второе—расстояние назад от переносицы. Отсутствие сигнала в точке 4 и обращение полярности сигнала по разные стороны от нее говорит о том, что источник магнитного сигнала лежит под этой точкой. б) электрический отклик мозга на такое же раздражение в точке 4 на открытом мозге при нейрохирургической операции. Временной ход магнитного сигнала совпадает с временным ходом электрического сигнала в коре мозга.

Хотя и вызванные магнитные поля—это самые слабые из измеряемых биоманнитных сигналов, они представляют собой настолько важный инструмент исследования работы мозга, что эксперименты с ВМП находятся на переднем крае биоманнитных исследований. Дело в том, что магнитные данные более информативны, чем электроэнцефалографические, т. к. позволяют более точно локализовать местоположение источников сигналов и дифференцировать их по векторной направленности.

На рис. 4 показан магнитный отклик мозга на единичное раздражение запястья руки электрическим импульсом (током), измеренный в разных точках у поверхности головы [5]. Как видно, запись ВМП как функции времени представляет собой кривую с рядом сравнительно плавных («волны») или более резко выраженных («пики») максимумов и минимумов. Основные достоинства магнитографической методики следующие. Во-первых, вид кривых ВМП

меняется при перемещении точки измерения вдоль поверхности головы строго упорядоченным образом, что указывает на возможность вполне прецизионного картирования ВМП. Во-вторых, пространственное изменение ВМП (его нормальной компоненты) имеет явно выраженный специфический вид, а именно: в центре участка измерения сигнал отсутствует, а по обе стороны от центра сигналы симметричны, но имеют разную полярность, поэтому можно считать магнитные силовые линии выходящими из головы с одной стороны участка измерения и входящими с другой. В-третьих, временной ход ВМП аналогичен зависимости от времени электрического потенциала в ответ на такое же раздражение, измеренного прямо на поверхности мозга при проведении нейрохирургической операции [6], тогда как между электрическими потенциалами, измеренными на поверхности коры и скальпа, имеются заметные расхождения [7]. Методом периодических ВМП впервые удалось построить карты распределения магнитного поля, позволяющие установить положение источника. Зависимость поля от времени для каждой отдельной стимуляции фиксируется и затем с помощью ЭВМ производится сложение сигналов для соответствующих моментов времени, в результате чего шумы и сигналы спонтанной активности мозга усредняются, а магнитные отклики на возбуждение складываются.

Исследователями был установлен важный факт: у некоторых людей наблюдалась явная асимметрия ВМП разных полушарий мозга. Разница времени реакции полушарий мозга на зрительное раздражение у одного здорового пациента достигала 100 мс. Замедление распространения импульсов по нервным волокнам может быть следствием нарушения миелиновых оболочек аксонов, т. е. проявлением склероза.

Проведенные сравнения периодических ВМП человека во сне и в бодрствующем состоянии выявили их существенное различие. Для бодрствующего человека амплитуда отклика на периодические щелчки растет при увеличении частоты их следования, во сне же ВМП очень малы и не растут с увеличением частоты, но при ее понижении резко возрастают. Исследователи связывают такое поведение с приспособительской особенностью человека (и животных)—не замечать во сне высокочастотный монотонный шум, но «быть настороже» по отношению к резким звукам.

Магнитография позволяет без оперативного вмешательства определить расположение проекционных зон вдоль центральной борозды. Исследования показывают, что с помощью МЭГ можно изучать функциональные соотношения между процессами в первичной и вторичной проекционных зонах без вмешательства в работу мозга.

Новый метод дает возможность построить с помощью применения ЭВМ последовательность карт магнитного поля, возникающего как отклик на электрическое раздражение, что поможет выявить характер перемещения области возбуждения по поверхности коры и сделать важные нейрофизиологические выводы.

Итак, магнитные поля представляются более точным источником информации, т. к. они менее подвержены влиянию скальпа и черепа. Поэтому вполне реальной представляется задача создания «ней-

р-магнитной томографии», которая по результатам одномоментного измерения магнитных полей во многих точках вокруг головы (много-точечная МЭГ) будет давать трехмерную картину электрической активности клеток в мозге.

Однако не следует считать, что ЭЭГ и МЭГ конкурирующие методики. Наоборот, именно их комбинация даст в будущем наиболее полную информацию об источниках электрической активности в головном мозге человека.

Институт радиофизики
и электроники АН АрмССР

Поступила 13/1989 г.

Վ. Պ. ՔԱԼԱՆՏԱՐԻԱՆ

ԳԼԽՈՒՂԵՂԻ ՌԻՍՈՒՄԱՍԻՐՄԱՆ ՆՅՐՈՄԱԳՆԻՍԱԿԱՆ ՄԵԹՈԴ

Ցույց է տրված գլխուղեղի կենսահոսանքներով պայմանավորված գերթույլ մագնիսական դաշտերի օգտագործման հնարավորությունը գլխուղեղի ուսումնասիրման համար: Այդ նպատակով օգտագործում են մագնիսական դաշտերի գերզգայուն ընդունիչներ՝ բվանտային գերհաղորդիչ մագնիսաշափեր: Գլխուղեղի գործունեության պայմանավորված մագնիսական ազդանշանը՝ մագնիսաուղեղազիրը, կարող է գրանցվել անգամ այն դեպքում, երբ էլեկտրաուղեղազրի վրա ոչինչ չի հայտնաբերվում: Նոր մեթոդի կարեւոր առավելություններից մեկն այն է, որ այն հնարավորություն է տալիս չափումներ կատարելու առանց անմիջական հպման հիվանդի մարմնի հետ, որ շատ կարևոր է այնպիսի դեպքերում, երբ հիվանդը վիրակապերի կամ գիպսի մեջ է, կամ գլխուղեղի մաշկը արտահարված է:

Սակայն չպետք է մագնիսական մեթոդը հակադրել էլեկտրականին, ընդհակառակը, այդ երկու մեթոդների զուգակցումը հնարավորություն է ընձեռում ստանալու ավելի լրիվ և հստակ տեղեկատվություն գլխուղեղում տեղի ունեցող պրոցեսների մասին:

V. P. KALANTARIAN

NEURO-MAGNETIC METHOD OF HUMAN BRAIN INVESTIGATION

Magnetoencephalography, being the magnetic analogy of EEG, has a number of advantages. The magnetic data obtained are more informative, since they indicate the zone of the brain where information on excitation and character of its processing is input.

The brain magnetic field distribution has a more fine structure than the corresponding electric potential distribution. The method is contactless and does not require sensors fixation on the head.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Калантарян В. П. Ж. эксперим. и клин. мед. АН АрмССР, 1985, 3, с. 300.
2. Barbanera S., Ricci G. B., Modena J. Nuovo Cim., 1983, 2D, 2, 547.
3. Modena J., Ricci G. B., Barbanera S. et al. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., 1982, 54, 622.
4. Barth D. S., Sutherling W., Engel J., Beatty S. Science, 1984, 223.

5. Kaufman L., Okada Y., Brenner D., Williamson S. G. Intern. J. Neuroscience, 1981, 15, 223.
6. Goff W. R., Williamson P. R., Van Güder J. G. et al. Progr. Clin. Neurophysiol., Ed. D. E. Desmedt, Karger, Basel, 1980, 7, 126.
7. Pfuertscheller G., Cooper R. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., 1975, 38, 1, 93.

УДК 616.16—001.8

В. Г. АМАТУНИ, С. Б. БАБАЯН

ИЗМЕНЕНИЯ КАПИЛЛЯРНОГО РУСЛА СЕРДЦА В УСЛОВИЯХ БАРОКАМЕРНОЙ ГИПОКСИИ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ α -ТОКОФЕРОЛА И ИНТАЛА

В эксперименте изучалась реакция микроциркуляторного русла миокарда и левого желудочка в условиях барокамерной гипоксии при введении α -токоферола и интала. Показано более выраженное увеличение числа функционирующих капилляров, обменной поверхности и емкости капиллярной сети миокарда в группах, получавших инъекции α -токоферола и интала в сравнении с контрольной группой.

Нашими предыдущими исследованиями [1, 2] показано, что при месячной адаптации к высокогорью Арагац (3 250 м над уровнем моря) в течение первых двух недель происходит заметное увеличение микроциркуляторного русла правого и левого желудочков, главным образом за счет прироста числа функционирующих капилляров. К концу месячного пребывания на станции эта реакция острого периода адаптации постепенно снижается. Введение животным α -токоферола и интала значительно усиливает эту реакцию в течение всего времени пребывания в горах. Настоящее исследование является продолжением вышеуказанных экспериментов с применением барокамерной гипоксии, соответствующей высоте 3250 м над уровнем моря.

Материал и методы

Опыты поставлены на белых беспородных крысах-самцах массой 150 г. Животные ежедневно в течение 3 часов подвергались действию низкого барометрического давления в барокамере, соответствующего высоте 3250 м над уровнем моря, в течение 14 дней.

Животные были разделены на группы. 1-я группа, не получавшая препараты, служила контролем; 2-я опытная группа через день получала внутривентриально α -токоферол в дозе 0,25 мг/кг; 3-я—интал в дозе 0,67 мг/кг; 4-я группа получала одновременно интал и α -токоферол в вышеуказанных дозах. В каждой группе было по 15 животных. Группа интактных животных (5 крыс) не подвергалась действию пониженного барометрического давления. Материал для морфометрического исследования отбирали на 1 день (разовый подъем) и через 1 и 2 недели.

В конце каждой недели забивалось по 5 животных. После одномоментной декапитации извлекалось сердце и помещалось в абсо-