

КРАТКИЕ СООБЩЕНИЯ

УДК 612.014.423

К. ВИЦЕНИК, П. ВРАБЧЕК, В. ЗРУБЕЦ,
П. КНЕППО, П. ТЕКЕЛЬ
(Братислава, ЧССР)

ИЗМЕРЕНИЕ И АНАЛИЗ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ СЕРДЦА И МОЗГА

Введение. Два десятилетия попыток регистрации и анализа биомагнитных полей различного происхождения принесли много не только интересных результатов, но и разочарований со стороны экспериментаторов и потенциальных пользователей. Основной проблемой регистрации биомагнитных полей являлся и является тот факт, что величины этих полей на несколько порядков ниже, чем, например, простой геомагнитный шум. Магнитное поле мозга человека на поверхности черепа достигает величины около 1 нТ, что будет уже областью сверхслабых магнитных полей.

Развитие датчиков типа сквид, магнитометрии вообще и, не в последнюю очередь, вычислительной техники — все это поставило исследование биомагнитных полей на базис серьезных научных экспериментов с результатами не только повторяемыми, но и полезными в экспериментальной и клинической медицинской практике.

ИИИТ ЦЭФИ САН занимается проблемой измерений сверхслабых магнитных полей с 1971 г., когда начались научные работы в области явлений Джозефсона и датчиков типа сквид, которые служат основой сверхпроводящих квантовых магнитометров. Результатом интенсивной теоретической и экспериментальной работы была реализация первого сверхпроводящего квантового магнитометра в 1974 г. Измерительная техника этого типа нами в дальнейшем усовершенствовалась, результат этих усилий — магнитометр второй генерации СКМ-2, описание которого проведено ниже.

Метод измерения. Выбор метода измерения биомагнитных полей человека, прежде всего магнитного поля сердца и мозга, определялся целью, которую, в сущности, отражают следующие требования:

измерения следует осуществлять, используя в максимально возможной мере собственный технический базис;

техническую сторону измерений и выбор методов нужно обеспечить таким образом, чтобы предлагаемая измерительная система без существенных изменений была способна работать не только в лабораторных условиях нашего института, но также в условиях клинической медицинской практики;

учитывая технические особенности биомагнитных измерений, необходимо обеспечить максимальную степень автоматизации процесса измерения и обработки полученных данных, форма представления которых должна быть приемлемой для клинической практики.

Основная проблема биомагнитных измерений любого вида — подавление нежелательных магнитных помех, которые в нормальных условиях на несколько порядков превышают биомагнитный сигнал. Избранная нами концепция заключается в использовании градиометрических съемных систем в комплексе со сверхпроводящим квантовым магнитометром, которые эффективно подавляют мешающие поля, вызванные отдаленными источниками помех, и позволяют отказаться от магнитного экранирования. Одной из главных причин выбора этой концепции был тот факт, что биомагнитные измерения, использующие магнитно-экранирующую камеру, трудно осуществлять в клинических условиях (технически подходящая магнитно-экранирующая камера представляет собой специальное помещение, вмещающее обследуемого человека, экспериментатора и необходимое измерительное оборудование).

Основа измерительной системы — сверхпроводящий квантовый магнитометр с типовым обозначением СКМ-2 с точечным двухдырочным датчиком сквид типа 1-К-84, который был разработан в институте [1]. В дополнение к магнитометру созданы и успешно использованы разные типы градиометрических съемных систем. Для конструирования градиометров первого, второго и третьего порядков разработан метод оптимизации их параметров с учетом характера помех и желаемой степени подавления помехонесущих сигналов [2]. В большинстве биомагнитных измерений применялся симметрический трехкатушечный градиометр второго порядка с общей длиной 9 см и диаметром катушек 2,6 см (катушки из ниобиевой проволоки диаметром 0,125 мм). Его индуктивность величиной 2,2 мкГ обеспечивает хорошее приспособление к входной части сверхпроводящего квантового магнитометра [3] с входной энергетической чувствительностью $4 \cdot 10^{-28}$ Дж/Гц. Перед измерением градиометр ба-

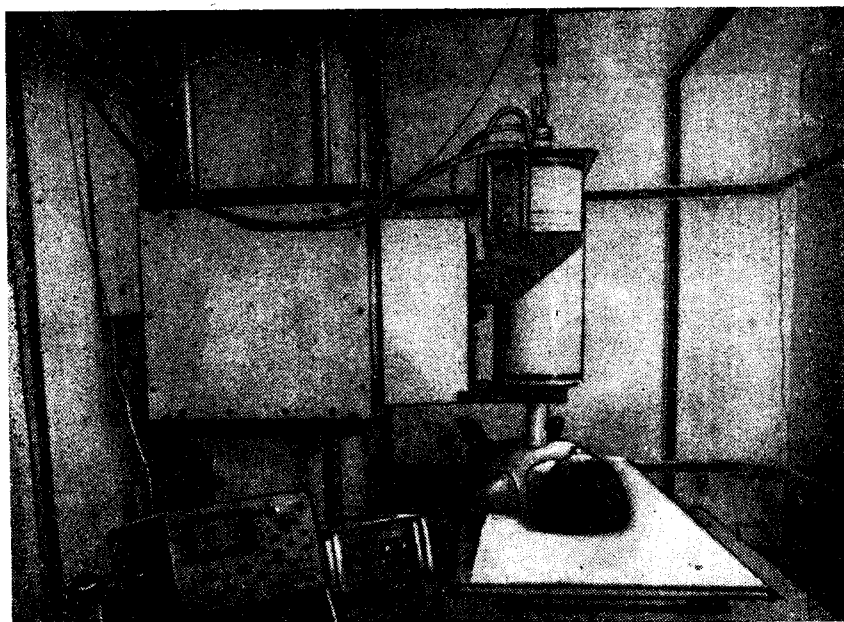


Рис. 1. Съемка магнитного поля сердца

лансируется на частоте 0,5 Гц при помощи модифицированной системы катушек Гельмгольца квадратной формы со стороной 2,5 м, создающих однородное магнитное поле. Относительная величина остаточного сигнала после балансировки не превышает по вертикали и горизонтали $3 \cdot 10^{-5}$.

Высокий и неустойчивый уровень электромагнитных помех промышленного характера в помещениях института и рядом с ним обусловил тот факт, что экспериментальная лаборатория для исследования слабых магнитных полей была размещена в отдельном здании на расстоянии приблизительно 60 м от основного корпуса. Лаборатория оборудована электрически экранирующей камерой с возможностью антивибрационного крепления стеклопластикового криостата с измерительным зондом магнитометра (сквид + градиометр) в жидком гелии. В криостате использована многослойная термическая изоляция. Толщина стены криостата в месте съемной катушки градиометра 0,9 см. Антивибрационное крепление криостата устраняет механические вибрации, возникающие вследствие интенсивного движения автотранспорта на прилегающих коммуникациях.

Приведенная конфигурация измерительной системы со сверхпроводящим квантовым магнитометром использовалась для измерений биомагнитной активности сердца и мозга человека. Оба типа экспериментальных биомагнитных измерений отличались друг от друга в процессе обработки выходных сигналов сверхпроводящего магнитометра.

Магнитокардиологические измерения. Общий вид устройств съема магнитокардиографических (МКГ) сигналов изображен на рис. 1. МКГ-измерения производились последовательно в отдельных точках поверхности грудной клетки в соответствии со стандартной МКГ-решеткой (6×6 точек). Регистрировалась вертикальная составляющая биомагнитного поля в диапазоне 0,1—100 Гц с селективным подавлением частот 50 и 100 Гц. Временная синхронизация осуществлялась по R-зубцу II стандартного отведения ЭКГ.

Управление измерением МКГ-сигналов осуществлялось дистанционно лабораторной системой PDP11/10E. В реальном времени («on line») ЭВМ выполняла следующие функции: 1) проверку качества сигналов перед измерением в отдельных пунктах измерительной решетки; 2) улучшение отношения сигнал — шум; 3) предварительную обработку измеренных сигналов.

Исходя из того, что частотный спектр помех и шума близок к спектру полезного МКГ-сигнала, для улучшения качества МКГ-сигнала использовался метод усреднения. В качестве опорного сигнала применялся R-зубец II стандартного отведения ЭКГ. Оператор имеет возможность выбора двух режимов усреднения: классического метода накопления сигнала с изображением результата на дисплее после заданного числа n повторений или метода непрерывного отображения результата усреднения после каждого нового повторения.

Программа, написанная на языке Фортран IV, расширенном специализированными библиотеками программ, обеспечивала гибкое взаимодействие оператора и эксперимента. Перед измерениями оператор задает интервал квантования сигнала (обычно мы использовали $T = 4$ мс), режим усреднения, число повторений сигнала n и диапазон изображения в количестве отсчетов перед и после синхронизирующего

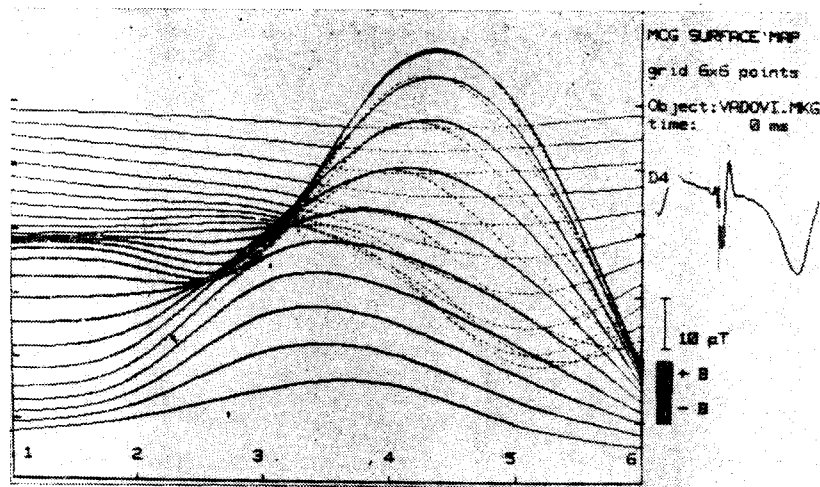


Рис. 2. Карта распределения магнитной индукции в перпендикулярном направлении к плоскости стандартной измерительной решетки МКГ на поверхности грудной клетки (программа SEA)

R-зубца ЭКГ. Предварительно обработанные совокупности данных из отдельных пикетов МКГ-решетки накапливаются на магнитный диск.

Особое внимание уделялось графическому представлению результатов измерения магнитного поля сердца — картам распределения магнитной индукции в перпендикулярном направлении к плоскости стандартной измерительной МКГ-решетки на поверхности грудной клетки. Разработаны программы для создания двух вариантов цветных графических карт распределения магнитной индукции с применением цветного графического терминала «Tektronix» 4027 А. В первом варианте использовались принципы трехмерной компьютерной графики (программа SEA), во втором — двухмерное цветное изображение изоиндукционных областей с возможностью выбора одной карты по всей плоскости экрана или же одновременно шести произвольно выбранных карт. Графическое представление в виде шести карт особенно выгодно при изучении динамики магнитного поля сердца графическим методом (программа DMGMAR) (рис. 2).

С теоретической точки зрения мы занимались проблематикой определения параметров эквивалентного магнитного генератора сердца. Разрабатывалось мультипольное представление об эквивалентном магнитном генераторе сердца для разных упрощающих предположений. В первом случае была разработана методика определения параметров мультипольного магнитного генератора сердца при условии, что источник магнитного поля находится в неограниченной магнитно-однородной среде с проницаемостью μ_0 и проводимостью σ . В основу методики положены измерения МКГ в отдельных точках стандартной магнитокардиографической решетки [4]. Позже, принимая во внимание тот факт, что сердце человека находится в грудной клетке — в ограниченной электропроводящей среде с проводимостью σ и с известной нам геометрией — разработана модификация системы измерения данных. С точки зрения магнитных полей сердце располагается в бесконечной магнитно-однородной среде с проницаемостью μ_0 . На основе одной из фундаментальных работ Гезеловица [5] осуществлен экспериментальный анализ влияния границы скачка электропроводности на поверхности реальной грудной клетки на параметры мультипольного эквивалентного магнитного генератора сердца, учитывая условие однородной внутренней проводимости грудной клетки. Определялись параметры такого генератора до степени градуса октавой в случае наличия или же отсутствия этой границы для группы 10 здоровых мужчин в возрасте от 24 до 32 лет [6]. Типичные мультипольные коэффициенты во время QRS-комплекса (область максимальной динамики сердца) изображены на рис. 3. Они показывают большое влияние границы скачка проводимости на мультипольные параметры. Чтобы получить эти результаты, необходимо было измерить не только биомагнитные поля сердца, но и биоэлектрические проявления его деятельности на поверхности грудной клетки совместно с реальной геометрией грудной клетки, что нам удалось сделать с помощью измерительно-вычислительного комплекса ЕККГ-80, сконструированного в нашем институте [7]. Эти измерения так же, как измерения МКГ, проводились с интервалом квантования 4 мс и временной синхронизацией по максимуму R-зубца II стандартного отведения ЭКГ. Было проанализировано влияние границы скачка электропроводности на поверхности грудной клетки на измеряемые данные МКГ. Анализ проводился методом графического сравнения карт магнитной индукции при наличии или отсутствии границы раздела электропроводности. Полученные нами данные находятся в соответствии с результатом, представленными в работе [8]. Вторичные источники (граница) в большой мере содействуют возникновению магнитного поля (существует большая раз-

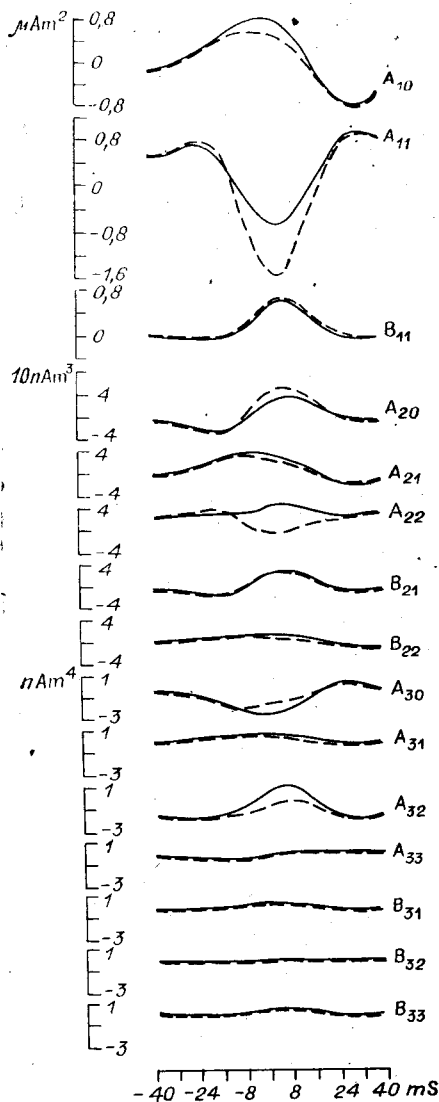


Рис. 3. Мультипольные коэффициенты магнитного эквивалентного генератора сердца здорового мужчины (30 лет) во время QRS-комплекса:

влияние границы раздела электропроводимости на поверхности грудной клетки не учитывается (сплошные кривые); влияние учитывается (штриховые)

ница в местных величинах измеряемого компонента магнитной индукции), но не изменяется основной характер его расположения.

Особое внимание уделялось вопросам взаимной связи электрического и магнитного эквивалентных генераторов сердца, которые мы решили в сотрудничестве с ИИПИ АН СССР [9]. Эти результаты представляют собой теоретический этап экспериментальной проверки некоторых аспектов взаимных соотношений электрокардиографической и магнитокардиографической информации.

Магнитоэнцефалографические измерения. При регистрации магнитных полей биологического происхождения измерение магнитного поля мозга представляет собой наиболее трудную задачу.

Основная проблема измерений магнитного поля мозга заключается в необходимости повышения чувствительности измерительного оборудования и в выделении полезного сигнала из шума. Для наглядности напомним, что амплитуда α -волны в записи магнитоэнцефалограммы (МЭГ) достигает величины 10^{-12} — 10^{-13} Т, в то время как мешающий геомагнитный шум 10^{-6} Т и больше (в этом же частотном диапазоне).

Для измерений использовался описанный выше сверхпроводящий квантовый магнитометр. При измерениях магнитоэнцефалограммы диапазон частот ограничивался аналоговой фильтрацией (5—15 Гц). Измерения МЭГ проводились в дневные часы в условиях обычных помех (автотранспорт, промышленное производство). Техническая реализация и условия этого измерения аналогичны обеспечению МРГ-измерений.

Цель нашей работы — разработка и проверка технического аспекта измерения МЭГ. С медицинской точки зрения эти измерения пока не претендуют на клиническое применение.

В стандартизованных условиях мы повторно регистрировали магнитную активность мозга четырех лиц. Одна измерительная последовательность состояла из записи магнитной активности мозга при закрытых глазах и в расслабленном состоянии (в этом случае предполагалось более выраженное проявление α -активности), после чего следовала запись активности при открытых глазах. Длительность регистрации составляла 10 и 40 с интервалом квантования 10 мс. Для дальнейшей обработки использовались стационарные части записей, а также записи с зарегистрированным переходом из одного состояния в другое [10].

На рис. 4 представлена запись МЭГ одного выбранного объекта (женщина, 25 лет). Кривая 1 является 5-секундным промежутком записи при закрытых глазах, кривая 2 — 5-секундной регистрацией при открытых глазах. Точка съема в этом случае находилась между P4 и C4 по стандартной ЭЭГ-системе 10/20. В нижней части рисунка показаны спектры частот представленных фрагментов сигналов. В спектре 1 виден выраженный пик в области 11 Гц, что, действительно, соответствовало α -активности при закрытых глазах. В спектре 2 выраженные пики отсутствуют.

Программное обеспечение для измерения и анализа МЭГ довольно простое. При оценке спектров, вычисляемых «off line» стандартным методом FFT (быстрое фурье-преобразование), удобной оказалась диалоговая работа оператора, который мог на экране терминала обозначить интересующие его фрагменты кривой, для которых затем вычислялись соответствующие спектры.

В заключение можно подчеркнуть, что дело было в прямой регистрации спонтанной активности мозга без использования специальных методов выделения сигнала из шума. Перспективно запланированные в будущем измерения клинически значимых характеристик спонтанной активности так же, как измерения вызванной ак-

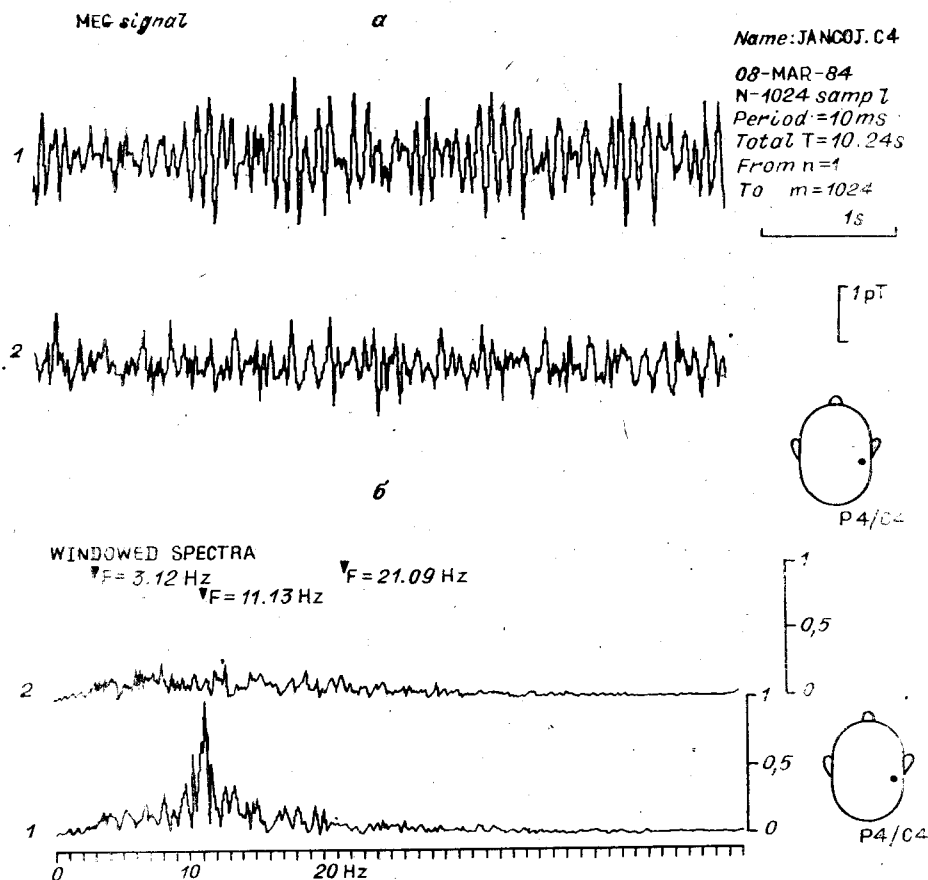


Рис. 4. Запись МЭГ (женщина, 25 лет) при закрытых (кривая 1) и открытых (кривая 2) глазах (а); спектры частот изображенных сверху фрагментов сигнала (б)

тивности отдельных структур мозга, требуют дальнейшего усовершенствования всего измерительного тракта и, кроме того, использования более совершенных методов обработки сигнала.

Заключение. В предшествующие годы в ИИИТ ЦЭФИ САН были получены интересные результаты в области разработки методов и технических средств для измерений и оценки некоторых видов биомангнитной активности человеческого организма. В настоящее время идет процесс дальнейшего интенсивного развития этой проблематики в сотрудничестве с органами здравоохранения. Этот процесс ориентирован, с одной стороны, на дальнейшее техническое совершенствование, а с другой — на проверку диагностической значимости этих исследовательских методов в клинической практике.

ЛИТЕРАТУРА

1. Урбан А., Барток К., Подолан Л., Скруцаны Р., Цигань А., Юрча К. Сверхпроводящий квантовый магнитометр SKM-2.— Сб. докл. 3 Чехословацкого симпозиума по слабой сверхпроводимости. Смоленце, ЧССР: Центр электрофизических исследований САН. Братислава, 1983, р. 181—183.
2. Zrubeč V., Vrabčák P., Tekel' P. Optimization of the second gradiometer baselength that have been designed for measurement of the weak inhomogeneous magnetic fields — II Nuovo Cimento, 1983, v. 2D, p. 175—183.
3. Zrubeč V. Vstupná indikčnost' supravosivých kvantových magnetometrov so snímacmi SQUID v režime s negatívnu spätnou väzbou.— Slaboproudý obzor, 1985, v. 46, p. 325—335.
4. Tekel' P., Viceník K., Mišiková I., Zrubeč V., Kneppo P., Viktorín K. Determination of multipole parameters of human cardiac magnetic field.— In: Electrocardiology 83 Ed. I. Ruttkay-Nedecký, P. Macfarlane. Amsterdam: Excerpta Medica, 1984, p. 110—114.
5. Geselowitz D. B. On the magnetic field generated outside an inhomogeneous volume conductor by internal current sources.— IEEE Trans. Magn., 1970, v. MAG-6, p. 346—347.

6. Tekel' P., Vicens K., Mišková I., Maco M., Kričaluši M., Kužmová J. Kneppo P. Investigation of multipole representation of the cardiac biomagnetic field with respect to the real torso geometry.— In: Proc. of 5th World Conference on Biomagnetism, Vancouver, Canada, 1984.
7. Kneppo P. and Titomir L. I. Integral characteristics of human cardiac electric generator from electric field measurements by means of automatic coordinator.— IEEE Trans. Bio-Med. Eng., 1979, v. BME-26, p. 21—28.
8. Peters M. J., Swenhuis M. J. M. van Oosterom, Wevers-Henke J. J. The influence of inhomogeneities on the cardiac magnetic field distribution.— II Nuovo Cimento, 1983, v. 2D, p. 324—339.
9. Titomir L. I., Kneppo P. Simultaneous analysis of the cardiac electric and magnetic fields using the scalar multipole expansion.— Bull. Mathem. Biology, 1985, v. 47, N 1, p. 123—143.
10. Zrubeč V., Vicens K., Vrabček P., Bartók K., Skrúčaný R. Direct measurement of brain magnetic field with superconducting quantum magnetometers and its clinical perspective. 16.— In: Internationales Symposium Tieftemperaturphysik und Kryoelektronik. Bad Blankenburg, DDR, 1984.

Поступило в редакцию 10 октября 1985 г.

УДК 61.007 : 61 : 681.142.4 : 612.822.3

И. Н. ПОПОВ, М. Ф. ПЫШНЫЙ, Г. А. ШАРАЕВ,
И. А. ШЕВЕЛЕВ
(Москва)

АВТОМАТИЗИРОВАННОЕ КАРТИРОВАНИЕ РЕЦЕПТИВНЫХ ПОЛЕЙ ЗРИТЕЛЬНЫХ НЕЙРОНОВ

До сих пор исследование рецептивного поля (РП) нейрона зрительной системы, т. е. совокупности фоторецепторов, посылающих к нему сигналы, проводится, как правило, вручную. Картирование РП заключается в том, что на проекционном экране в поле зрения животного появляются вспыхивающие или движущиеся изображения (световые пятна, решетки, полосы), а реакция нейрона на них соотносится с координатами экрана. Такие исследования весьма важны для понимания переработки зрительной информации в мозге человека и животных и для построения адаптивных систем искусственного зрения в робототехнике. Назрела необходимость детального количественного исследования РП зрительных нейронов путем картирования их движущимися и вспыхивающими изображениями, предъявляемыми ЭВМ в случайном порядке в разных частях поля зрения. В литературе есть отдельные указания на такие опыты, однако до сих пор они были крайне ограничены по задачам и возможностям и использовали неизменные по параметрам раздражители [1—3].

В настоящей работе описан разработанный нами аппаратно-программный комплекс для количественного исследования РП зрительных нейронов в ходе управляемого от ЭВМ эксперимента, позволивший проводить оптимизацию программ тестирования РП каждого нейрона в соответствии с его индивидуальными функциональными свойствами.

Установка для автоматизированного исследования РП зрительных нейронов. Установка включает следующие основные приборы и блоки (рис. 1): микроманипулятор 1 для подведения электрода к нейрону; микроэлектродный усилитель 3 с катодным повторителем 2; осциллоскоп для контроля регистрируемой активности 4; амплитудный дискриминатор-формирователь 5 с контрольным осциллоском 6;

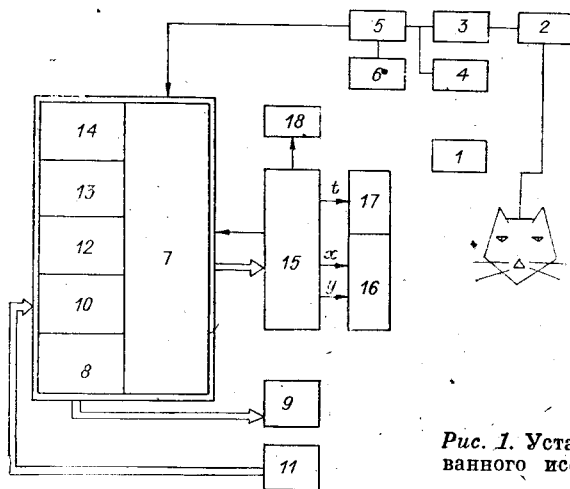


Рис. 1. Установка для автоматизированного исследования РП зрительных нейронов