

## ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ ТЕХНИКА

А. Н. МАДОЕВ, А. О. МИНАСЯН

К ВОПРОСУ ОБНАРУЖЕНИЯ АКТИВИРУЮЩИХ ТОЧЕК  
ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ И ИХ ПРОЕКЦИИ

Основные понятия и результаты по вопросу висцеральных афферентных проекций подробно изложены в [1—3]. Хотя и неоспоримо, что импульсация от внутренних органов способна достигать высшего отдела центральной нервной системы, попытки зафиксировать изменения амплитудного распределения электроэнцефалограммы — ЭЭГ (в отличие от исследований, проводимых в глубоких слоях структуры мозга) отмечены в литературе, но результаты отсутствуют. Суммарный характер ЭЭГ, а также механизмы конвергенции сигналов разной модальности в коре делают задачу обнаружения проекций внутренних органов на скальп предметом теории статистических решений.

Исследования проводились над больными во время операции, находящимися под наркозом (нейролептанальгезия). Сигналы ЭЭГ со скальпа отводились по обычной методике, биполярно по 16-ти каналам. Механическому раздражению (накальвание с вращением) подвергались удаляемые части внутренних органов — желудка и желчного пузыря. Эти раздражения были одиночными, с целью исключения образования временной дисперсии сигналов — фактора, ограничивающего различение.

Сегментарные участки ЭЭГ регистрировались 16-ти каналным магнитофоном методом ШИМ, демодулировались и через многоканальный преобразователь «аналог-код» вводились в ЭВМ Наирн-21М, обеспечивающую запись информации в темпе приема с последовательным ее сжатием. Учитывая, что процесс ЭЭГ в общем широкополосный, сегментарные участки перед вводом в ЭВМ подвергались преобразованию подобно [4]. Решение о наличии или отсутствии полезного сигнала — отклика (с. о.) на фоне ЭЭГ принимается по превышению переменного

порога, модулем корреляционного интеграла:  $\int_0^T u^T(t) X(t) dt$ , где  $u^T(t)$  — вектор-строка входных сигналов — совокупность  $n$  ЭЭГ;  $X(t)$  — вектор-столбец оптимальных опорных сигналов.

Сигнал, считываемый со скальпа, объединяет сигналы многих глубоких структур мозга, непосредственно не принимающих участия в формировании с. о., и трактуются нами как шум. Несмотря на одинаковые азтоспектральные плотности, величина связи между внутринеуронными волнами и суммарной ЭЭГ в норме остается слабой [5]. Поэтому происхождение ЭЭГ может рассматриваться от независимых элементов с учетом нелинейности ее параметров.

Задача обнаружения с. о. затруднена тем, что по наблюдаемому ЭЭГ нужно установить истинный (опорный) сигнал-отклик без шума, т. е. нужно решить интегральное уравнение первого рода, на правую часть которого накладывается погрешность. Решение интегрального уравнения первого рода, когда выход замаскирован шумом, требует статистического подхода. Будем считать, что с. о. существует и изменяется не слишком быстро. Оптимальная обработка данных при численном решении интегральных уравнений с помощью системы ортонормальных функций позволяет установить истинный вид выхода  $X_r$ , который используется как опорный сигнал, с определенным законом модуляции. Обычно вместо интегрального уравнения рассматривается, при отмеченных ограничениях, конечная система линейных уравнений:

$$\sum K_{rs} Z_s = X_r, \quad r, s = 0, 1, \dots, n. \quad (1)$$

Априорные сведения и вышеуказанное позволяют записать

$$X_r = \sum_{j=0}^p c_j P_j(r), \quad (2)$$

где  $P_j$  — некоторая система ортонормальных функций,  $p < n$  или  $p \ll n$ .

Наложение на с. о. шума не позволяет точно решить (1) (из-за конечности  $p$ ). Его решение по методу наименьших квадратов дает:

$$\hat{X}_{r_{\text{opt}}} = \sum_{j=0}^p \frac{c_j^*}{1 + \tau_j} P_j(r),$$

где  $\tau_j$  — отношение помеха/сигнал в  $j$ -ом канале обработки — в  $j$ -ом слагаемом разложения (2).

Если считать помеху белым шумом, то, переходя к малым коэффициентам с помощью 2-х систем быстро осциллирующих функций, число членов в  $X_r$  остается сравнительно небольшим (из-за быстрого убывания  $c_j$ ), что приводит к подавлению помех при наличии с. о. Кроме того, помеха/сигнал в  $j$ -ом канале обработки конкретно устанавливается наличие с. о. или его отсутствие —  $|c_j| < 2\sqrt{\delta c_j^*}$ .

Укажем, что наиболее адекватным физической стороне процесса является описание с. о. без шума (множество экспериментальных кри-

вых  $X(t)$ , рассматриваемых в классе  $L_{2,\infty}(0, +\infty)$  функциями, имеющими в общем случае вид [6]:

$$\omega_p(t; \lambda_j) = E_p^{(s_j-1)}(-\lambda_j t; a) t^{s_j-1}$$

при  $\omega \in (-1, +1)$ , для которых выполнено:

$$\int_0^{\infty} |X(t)|^2 t^m dt < +\infty.$$

В частности:

$$\{\omega_p(t, \lambda_j)\}_1^{\infty} = \{e^{-\lambda_j t} t^{s_j-1}\}_1^{\infty}, \quad (3)$$

где  $\lambda_j$  — корень характеристического уравнения кратности  $s_j$ ,  $s_j \geq 1$ .

Применение процесса ортогонализации к элементарной последовательности (3) позволяет получить ортонормальную систему функций. Используя (3), можно доказать, что множество экспериментальных кривых указанного класса могут быть воспроизведены в виде импульсной реакции модели авторегрессии скользящего среднего (а. р. с. с.), корни характеристического уравнения линейной схемы которого лежат внутри единичного круга.

Выходной с. о., авторегрессионная модель которого может быть построена известными методами [7] (прямая задача), может быть представлен:  $X_r = \hat{X}_r + \delta X_r$ . Решая задачу определения процесса  $\hat{X}_r$  по  $X_r$  (обратная задача) с учетом линейной гипотезы, находится модель незашумленного процесса  $\hat{X}_r$  по найденным параметрам процесса с шумом и известным параметрам шума. Можно показать, что если процесс  $X_r$  описывается моделью а. р. с. с. порядка  $(p, p)$ , то незашумленный процесс  $\hat{X}_r$  будет описываться той же моделью а. р. с. с., но порядка  $(p, q)$ , где  $q = 0 + p$ , т. е. имеет место авторегрессионная модель.

Вышеизложенной методикой удалось выявить тесные функциональные связи проекций различных структур мозга на скальп лишь при раздражении определенных низкопороговых участков внутренних органов (рис.). Вся остальная высокопороговая фоновая поверхность, как правило, не приводит к цели. Отличительной особенностью активирующих точек исследуемых органов является унитарная инволюция точек по отношению к передней и задней поверхностям этих органов. Таким образом, парный орган оказывается симметричным. Количество активирующих точек невелико, что, может быть, косвенно согласуется с современными представлениями о присутствии «болевых» рецепторов во внутренних органах. Измерения и анализ комплексной проводимости активирующих точек показал их высокое значение по отношению к фоновой поверхности.

Установление активирующих точек приближает нас к детерминированному подходу обнаружения представительства и их связей в коре. Можно предположить, что активирующие точки присущи всем внутренним органам.

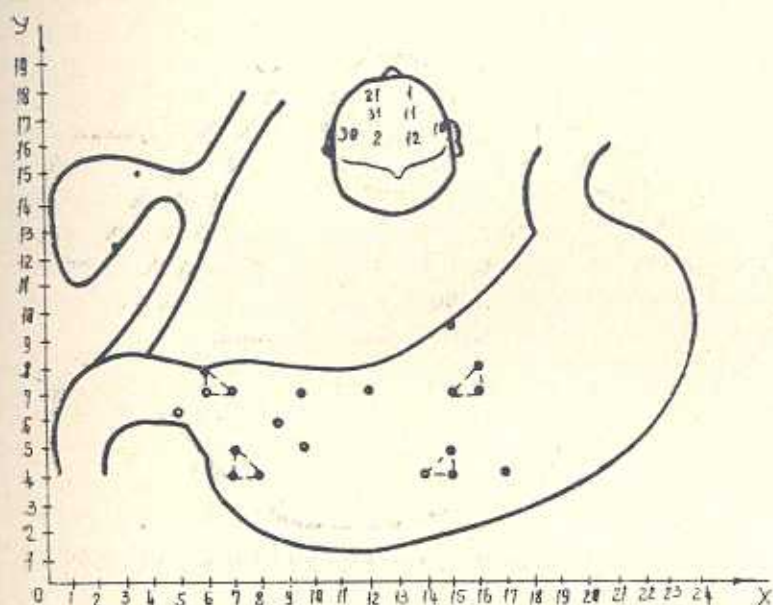


Рис. Карта активирующих точек желудка и желчного пузыря и их проекций.

Предварительный анализ с.о. со скальпа показывает, что для ряда активирующих точек (например, передняя стенка желудка  $X_{10}, Y_1$  — рис.) в момент раздражения наблюдается резкое усиление связей (возрастание когерентности) в каналах I и II, 31 и 10 при наличии мощности в спектре на данной частоте. Возрастает также функция взаимной корреляции.

Раздражение ряда других активирующих точек, например,  $X_1, Y_1$ , приводит к сильнейшей десинхронизации в установленных проекциях на скальпе (каналы I и II, 30 и 11) при наличии мощности в спектре и стабильном фазовом сдвиге, с помощью которого удастся определить тангенциальное направление возбуждения.

Анализ экспериментальных данных позволяет установить межполушарную симметрию при раздражении активирующих точек в области патологически неизменных областей (раздражение  $X_{10}, Y_1$  увеличивает функцию когерентности между каналами 21 и 1, 31 и 11, 30 и 10) и асимметрию при раздражении «язвенных» точек  $X_1, Y_1$  (при раздражении  $X_1, Y_1$  связь между вышеуказанными каналами остается слабой). Полученные данные позволяют надеяться на ее диагностическую ценность. Действительно, поскольку рецепторы кожи, иннервируемые волокнами синаптической нервной системы, заканчиваются также в коре и, учитывая хорошо известный факт о теснейшем взаимодействии между вну-

тренными органами и рецепторными кожными зонами, установленным идентичных с.о. и их связей от воздействия на тактильную систему, можно получить полезную информацию, и это представление является актуальным. При очень высокой фоновой когерентности раздражение активизирующих точек не приводит к осязному перераспределению. Высокая проводимость активизирующих точек позволяет выделить сигнал, анализ которого показывает, какая часть мозга обуславливает нормальное функционирование в другой ее части, и в какой именно. Например, при раздражении активизирующих точек желчного пузыря при высокой когерентности представительства и наличии энергетической спектральной плотности, энергия из проекций нервных центров желудка отсасывается в области, проявляющиеся при раздражении желчного пузыря. Характеризуя факт уменьшения энергии, как торможение, получаем тормозное воздействие желчного пузыря на желудок. Справедливо ли обратное — покажут дальнейшие исследования.

Филлал ВМЦХ

Поступило 3. XI. 1980

Ա. Ն. ՄԱՐԿՈՒՆ, Զ. Զ. ՄԻՔԱՅԱՆ

**ՆԵՐՔԻՆ ՕՐԳԱՆՆԵՐՈՒՄ ԵՎ ՆՐԱՆՑ ՊՐՈՆԿՅԵԱՆԵՐՈՒՄ  
ԱԿՏԻՎԱՑՆՈՂ ԿԵՏԵՐԻ ԶԱՅՏԱՐԵՐՄԱՆ ԶԱՐՅԻ ՇՈՒՐԶԸ**

Ա մ փ ո փ ո լ մ

Մշակված մեթոդի, մոդելի և հատուկ ուսումնասիրության օգնությամբ ներքին օրգանների (ստամոքս, լեղաստարկ) մակերևույթի վրա հայտնաբերված են ակտիվացնող կետեր, որված է դրանց տեղաբաշխման պայմանական քարտեզը և ցույց է տրված նրանց ինֆորմատիվությունը:

Ազդանշանները հայտնաբերելու համար մշակված ապարատի միջոցով այդ կետերի գրգռումը հնարավորություն տվեց ի հայտ բերել ֆունկցիոնալ սերտ կապ գլխուղեղի կեղևի ակտիվացված հատվածների պրոնկցիաների միջև:

Ստացված արդյունքները հնարավորություն կտան գնահատել ինֆորմացիայի ախտորոշական արժեքը, որը ստանում են մարդու գլխամաշկից՝ ներքին օրգանների ակտիվացնող կետերի գրգռման ժամանակ:

**Л И Т Е Р А Т У Р А**

1. Черниговский В. Н. Интерорецепторы. М., «Медицина», 1965.
2. Мусящикова С. С., Черниговский В. Н. Кортикальное и субкортикальное представление висцеральных систем. Л., «Наука», 1973.
3. Черниговский В. Н., Мусящикова С. С., Синяя М. С. «Известия АН СССР. Серия биологии», № 11, 18, 1976.
4. Мадоев А. Н. Модель слухового восприятия с автокорреляционной обратной связью. ДАН, т. 244, № 1, 1979.
5. Эйди Р., Уолтер Д. О. В кн. «Достижения медицинской и биологической техники», М., «Медицина», 1971.
6. Джрбашян М. М. О замкнутости системы типа Минтаг—Леффлера. ДАН, т. 219, № 6, 1974.
7. Хеннан Э. Многомерные временные ряды. М., «Мир», 1974.