

УДК 621.396

**Е.Н. КИСЕЛЬГОВ***Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского, Украина***ПРИБЛИЖЕННОЕ РЕШЕНИЕ ПРОБЛЕМЫ РЕФЕРЕНТНОГО ЭЛЕКТРОДА В ЭЭГ АНАЛИЗЕ**

В статье рассмотрен способ применения сферической дипольной модели генерации ЭЭГ сигнала и технологии ICA декомпозиции для минимизации искажающего влияния сигнала референтного электрода в монополярных записях. Данный подход позволяет уменьшить ошибку алгоритмов компьютерной обработки ЭЭГ, связанную с работой по «искаженной» ЭЭГ. На реальных ЭЭГ записях удается решить проблему референтного электрода в среднем на 80%, что, в частности, позволяет повысить качество решения обратной ЭЭГ задачи на 10 – 30%.

**референтный электрод, ЭЭГ, ICA, диполь, сферический сплайн, интерполяция****Введение**

Современные электроэнцефалографические компьютерные комплексы кроме решения задач регистрации и визуализации ЭЭГ сигнала должны обеспечивать исследователя набором алгоритмов для глубокого анализа ЭЭГ данных. К их числу относятся алгоритмы режекции артефактов, выделения ЭЭГ феноменов, проведения спектрального и корреляционного анализа сигналов отведений, алгоритмы топографического картирования распределения мощности ЭЭГ сигналов по поверхности скальпа, решения «обратной задачи ЭЭГ» [1 – 3]. Естественно, все применяемые алгоритмы обработки в качестве исходных данных используют зарегистрированный ЭЭГ сигнал, а, следовательно, достоверность получаемого результата во многом будет зависеть от качества регистрации ЭЭГ сигналов и их предварительной обработки, целью которой, как правило, является увеличение соотношения сигнал/шум. Общепринятыми методами предварительной обработки являются частотная фильтрация и переход к наиболее удобной в данной конкретной задаче системе отведений [3]. К сожалению, до сих пор практически нерешенной остается так называемая, «проблема референтного электрода», возникающая при регистрации сигнала в наиболее широко используемой сегодня монополярной схеме отведений. Дело в том, что при любом расположении референтного элект-

рода потенциал под ним не является истинно нулевым, а значит, вносит искажения в сигналы отведений, отражающие теперь не потенциалы электрической активности мозга в точке установки электрода, а их разность с потенциалом в точке установки референтного электрода [1, стр. 61]. Как следствие, все алгоритмы обработки работают с искаженным сигналом, и эти искажения отрицательно влияют на качество решения ЭЭГ задач, в основном, на результаты топографического картирования и обратной ЭЭГ задачи. Рассмотрим эту проблему подробнее.

**Сигнал референтного электрода и схема с усредненным общим**

Целью регистрации ЭЭГ сигнала является запись изменений электрического потенциала на поверхности скальпа, вызванного электрохимическими процессами, проходящими в клетках головного мозга. Но практически возможна лишь регистрация разности потенциалов. В наиболее часто используемой при регистрации монополярной схеме запись всегда проводится относительно референтного электрода, который теоретически должен быть установлен в бесконечно удаленную точку нулевого потенциала, что естественно недостижимо. Практически же референтный электрод устанавливается на голове в точку, «приближенную» к нулевому потенциалу, так как установка на других частях тела приведет к ре-

гистрации физиологических артефактов (ЭКГ, миографические артефакты и т.п.). Наилучшими точками для установки референтного электрода обычно считаются мочки ушей, крылья носа, щеки или челюсть. Однако мочки ушей все же находятся в непосредственной близости к зоне активности коры мозга. Другие точки в большей степени подвержены влиянию миографических артефактов. В результате приходится констатировать, что сигналы в этих точках не только не нулевые и не изопотенциальные, но к тому же нестационарные, а в некоторых случаях весьма высокоамплитудные (по сравнению с фоновой ЭЭГ). Их частоты находятся в полосе частот полезных ЭЭГ сигналов, т.к. природа их генерации примерно та же, что и для ЭЭГ сигналов. Все это делает бесполезным любые попытки решения проблемы референтного электрода, основанные на спектральной обработке данных, или применении различных схем отведений. Похоже, что без учета априорной информации о природе генерации ЭЭГ потенциалов на скальпе решить эту проблему не удастся. Несмотря на сказанное выше, на практике до сих пор самым широко распространенным методом решения проблемы референтного электрода остается использование различных схем отведений. Так, часто для этой цели применяется *схема с усредненным общим* [1, стр. 91], в которой сигнал каждого отведения является разностью между соответствующим сигналом в монополярной схеме и усредненным сигналом по всем монополярным отведениям:

$$x'_i(t) = x_i(t) - \sum_{i=1}^N \frac{1}{N} \cdot x_i(t), \quad (1)$$

где  $N$  – количество отведений;  $x'_i(t)$  – сигнал отведения в схеме с усредненным общим;  $x_i(t)$  – сигнал монополярного отведения. Фактически схема с усредненным общим – это попытка применения правила, что интеграл распределения потенциала по сферической поверхности от дипольного источника равен нулю. Это правило основано на использовании дипольного представления источников активности головного мозга, которое будет рассмотрено дальше. Однако применение этого правила по вы-

ражению (1) предполагает равномерное распределение электродов по всей воображаемой сферической поверхности, что в нашем случае неверно, ведь все электроды расположены неравномерно и только в верхней полусфере. Как мы видим, схема с усредненным общим слишком грубо учитывает пространственное расположение электродов, и ее применение обладает следующими недостатками:

– вместе с сигналом референтного электрода из ЭЭГ удаляются также и некоторые сигналы «глубинных» источников активности, дающих приблизительно одинаковое распределение потенциала по всем электродам (рис. 1);

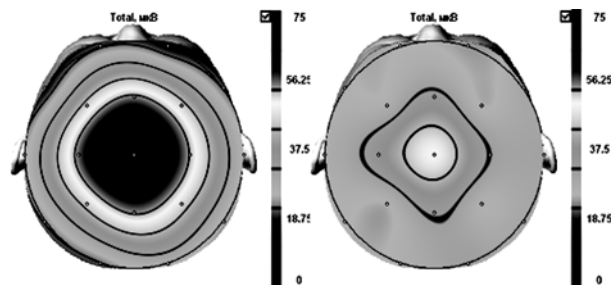


Рис. 1. Сравнение карт общей мощности глубинных источников в монополярной схеме (слева) и в схеме с усредненным общим (справа) (как видно, после перехода к схеме с усредненным общим сигнал глубинных источников значительно подавляется, что искажает представление данных)

– ярко выраженные локальные феномены (например: высокоамплитудный  $\alpha$ -ритм, представленный в затылочной зоне) размываются по всем отведениям, создавая видимость генерализированной активности (рис. 2).

Другими словами, схема с усредненным общим при бездумном ее применении может привести к существенным искажениям данных. Ее использование оправдано в очень небольшом круге задач, связанных с устранением артефактов в референтном электроде, или физиологических артефактов, равномерно представленных в большинстве отведений.

### Дипольная сферическая модель источника ЭЭГ сигнала

Прежде чем перейти к построению алгоритма минимизации искажающего влияния потенциала

референтного електрода, рассмотрим модель генератора ЭЭГ сигнала, применение которой облегчит дальнейшее построение алгоритма.

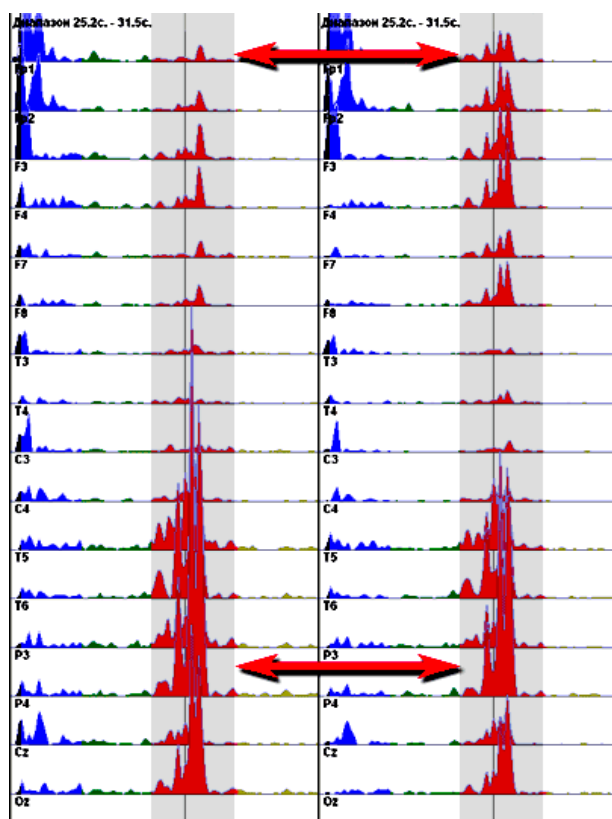


Рис. 2. Сравнение спектров сигнала с ярко выраженным  $\alpha$  ритмом в монополярной схеме (слева) и в схеме с усредненным общим (справа) (в монополярной схеме  $\alpha$  ритм имеет ярковыраженную затылочную локализацию (отведения P3, P4, Oz), средняя амплитуда в P4 – 60 мкВ, в Fp1 – 13 мкВ; после перехода к схеме с усредненным общим  $\alpha$  ритм становится генерализированным (амплитуда в затылке падает, во лбу возрастает), средняя амплитуда в P4 – 49 мкВ (падение на 18%), в Fp1 – 22 мкВ (рост на 69%))

При анализе ЭЭГ данных обычно считается, что распределение потенциала по поверхности скальпа является результатом суперпозиции электрических полей активных зон мозга. Каждая активная зона мозга, называемая источником, является достаточно большой группой возбужденных синхронизированных нейронов, генерирующих некий меняющийся потенциал  $s(t)$  в этой зоне, называемый сигналом источника. Возникновение потенциала электрического поля от каждого источника на поверхности скальпа  $x^s(t)$  объясняется наличием объемной проводимости ткани мозга и окружающих его слоев [1].

Величина этого потенциала в каждой точке на поверхности скальпа связана с амплитудой сигнала источника  $s(t)$  и зависит от глубины залегания источника, его характеристик (размер, направленность и т.п.), проводимости ткани мозга и окружающих его слоев [1, стр. 33]. Влияние неоднородностей ткани мозга и окружающих слоев, при условии отсутствия патологий и повреждений, минимально [1, стр. 57], его величиной можно пренебречь. Т.е. считается, что проводимость каждой конкретной ткани (мозг, окружающие его слои) одинакова во всех направлениях. Экспериментально подтвержденная схожесть распределения потенциала источника по поверхности скальпа с распределением потенциала дипольного поля натолкнула многих исследователей на применение т.н. дипольной модели (Брайзер, 1978, Гутман, 1980) [1, стр. 31, 55-56, 63], которая была хорошо описана Шергом в 1991 [1, стр. 87]. Согласно этой модели, распределение потенциала конкретного источника, регистрируемое на поверхности скальпа, может быть смоделировано элементарным диполем, имеющим определенное направление и локализацию. При этом физическими размерами самого источника можно пренебречь, т.к. его величина считается значительно меньшей расстояния до точки на скальпе, где регистрируется потенциал его поля. Применения принципа суперпозиции для дипольной модели источников электрической активности головного мозга преобразуется в аддитивный закон смешивания, связывающий потенциал, регистрируемый в точке наложения электрода  $j$  с сигналами дипольных источников, сформировавших его [1, стр. 89]. Закон можно записать в виде

$$x_j(t) = \sum_{i=1}^M x_j^{s_i}(t) = \sum_{i=1}^M a_{ij}(r, \theta, \sigma) s_i(t), \quad (2)$$

где  $x_j(t)$  – ЭЭГ потенциал в точке наложения  $j$ -го электрода;  $M$  – количество дипольных источников;  $x_j^{s_i}(t)$  – потенциал электрического поля  $i$ -го источника в точке локализации электрода  $j$ ;  $s_i(t)$  – сигнал источника  $i$ , генерируемый в точке его локализации;  $a_{ij}$  – весовой коэффициент, отражающий дипольный закон распределения потенциала сигнала источника

$s_i$  в пространстве. Коэффициент  $a_{ij}$  является функцией расстояний  $r$  между точками локализации диполя  $i$  и электрода  $j$ , угла  $\theta$  между вектором ориентации диполя и направление на точку локализации электрода  $j$ ,  $\sigma$  – характеристик окружающих слоев ткани.

Теперь рассмотрим еще одно широко применяемое допущение. Поверхность скальпа, на которой расставлены регистрирующие электроды, с определенной степенью погрешности можно представить полусферой. Сферическая поверхность [1, стр. 75] очень хорошо описывает поверхность скальпа в сагиттальном сечении, и несколько хуже во фронтальном сечении. Одно из главных сечений такой сферы проходит по точкам наложения электродов Fz, Fp1, F7, T3, T5, O1, Oz, O2, T6, T4, F8, Fp2, другое, ортогональное первому, через точки наложения электродов T3, C3, Cz, C4, T4. Сферическая модель значительно упрощает вычисления, при этом внося незначительные искажения в результат. Еще одно важное свойство – большая часть мозга, где присутствуют активные зоны, влияющие на формирование ЭЭГ, находится в верхней полусфере. Источники в нижней полусфере расположены близко к центру сферы (на периферии их нет вообще), мощность их сигнала значительно меньше мощности сигнала от источников в верхней полусфере. В результате их вклад в суммарное распределение потенциалов по поверхности скальпа ничтожно мал. Это означает, что «закон распределение потенциала ЭЭГ в нижней полусфере имеет более низкую степень кривизны (низкий порядок), по сравнению с распределением потенциала в верхней полусфере».

$$\max(K_{н.л.}) < \max(K_{в.л.}) \quad (3)$$

Комбинируя дипольную модель и сферическое представление скальпа, получим сферическую дипольную модель (рис. 3), обладающую свойствами (2) и (3), которую и будем использовать дальше.

### Приближенные решения проблемы референтного электрода

Каким образом мы можем оценить искажающие влияние сигнала референтного электрода? Рассмотрим

рим сигнал, регистрируемый в электродах, согласно дипольной модели. Пусть существует только один дипольный источник с сигналом  $s_i(t)$  (рис. 4), тогда в местах расположения электродов C3, C4 и A1 (референтный электрод) будут создаваться потенциалы  $x_{c3}(t)$ ,  $x_{c4}(t)$  и  $x_p(t)$  соответственно;  $a_{ic3}$ ,  $a_{ic4}$ ,  $a_{ip}$  – весовые коэффициенты, отражающие дипольную модель распространения потенциала сигнала источника  $s_i(t)$  в многослойной среде мозга.

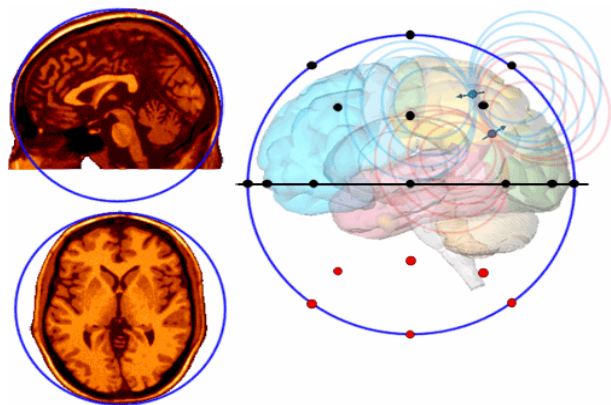


Рис. 3. Сферическая дипольная модель (все регистрирующие электроды расположены в верхней полусфере (черные), симметричные им точки в нижней полусфере – мнимые электроды (красные); для диполей показаны примерные эквипотенциальные линии)

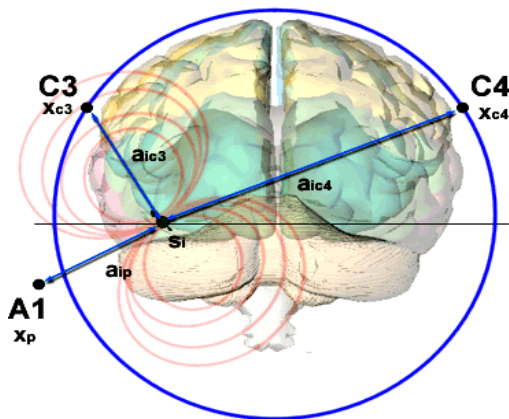


Рис. 4. Сигналы на электродах C3, C4, A1 (референтный) от дипольного источника с сигналом  $s_i(t)$  (обозначен точкой локализации и эквипотенциальными поверхностями)

Регистрируемые в монополярной схеме сигналы можно представить в виде:

$$\begin{aligned} x_{c3}^M(t) &= x_{c3}(t) - x_p(t) = a_{ic3} \cdot s_i(t) - a_{ip} \cdot s_i(t) = a_{ic3}^M \cdot s_i(t), \\ x_{c4}^M(t) &= x_{c4}(t) - x_p(t) = a_{ic4} \cdot s_i(t) - a_{ip} \cdot s_i(t) = a_{ic4}^M \cdot s_i(t). \end{aligned} \quad (4)$$

Если записать выражение (4) в общем случае (наличие нескольких активных дипольных источников) для произвольного канала регистрации  $j$  получаем выражение [1, стр. 89]:

$$x_j^M(t) = \sum_{i=1}^M a_{ij} \cdot s_i(t) - \sum_{i=1}^M a_{ip} \cdot s_i(t) = \sum_{i=1}^M a_{ij}^M \cdot s_i(t). \quad (5)$$

Таким образом, для монополярной схемы весовые коэффициенты  $a_{ij}^M$  несут информацию не только о законе распределения потенциала диполя по поверхности, но и, что самое главное в рассматриваемой задаче, о вкладе референтного электрода. Из формулы (5) следует выражение  $a_{ij}^M = a_{ij} - a_{ip}$ , в соответствии с которым, зная коэффициенты  $a_{ij}^M$  и  $a_{ip}$ , можно найти истинные коэффициенты источника  $a_{ij}$ , по которым, зная сигнал источника  $s_i$ , можно определить искомое распределение потенциала  $x_j(t)$  без искажающего влияния сигнала референтного электрода  $x_p(t)$ .

Итак, следующий шаг – это поиск величины коэффициентов  $a_{ij}^M$ . Если записать формулу (2) или (5) в матричном виде, получим:

$$\mathbf{X}^M = \mathbf{A}^M \mathbf{S}, \quad (6)$$

где  $\mathbf{X}^M$  – матрица регистрируемых ЭЭГ сигналов  $x_j^M(t)$ , каждый сигнал – строка матрицы;  $\mathbf{S}$  – матрица сигналов источников  $s_i(t)$ , сигнал каждого отдельного источника – строка матрицы;  $\mathbf{A}^M$  – матрица весовых коэффициентов (также еще называется *матрицей смешивания*), коэффициенты  $a_{ij}^M$  для каждого отдельного источника размещены в столбцах матрицы. Записанная формула (6) – это линейная постановка проблемы слепого разделения источников (Blind Source Separation, BSS) [4], которая в допущении, что источники статистически независимы, решается в соответствии с технологией анализа независимых компонент (Independent component analysis, ICA) [5]. Вопрос выбора конкретного метода решения ICA (Infomax ICA [5], Extended ICA [6], FastICA [7], JADE [8], JADETD, CuBICA [9]) здесь

не важен, главное, что используя любой из них, можно получить искомую для нас матрицу  $\mathbf{A}^M$  [10 – 11]. Следует отметить, что любой из неспециализированных алгоритмов ICA не использует дипольную модель для поиска весовых коэффициентов  $a_{ij}^M$  источников  $s_i$ . Тем не менее, распределение коэффициентов  $a_{ij}^M$  по поверхности скальпа для основных компонентов, на которые приходится ~80% мощности сигнала, имеет именно дипольный характер [11]. Это доказывает правильность использования дипольной модели для большинства источников электрической активности мозга. Имеющий место в некоторых случаях не дипольный характер распределения потенциалов по поверхности скальпа для некоторых источников можно объяснить двумя причинами:

- неточность ICA разложения, обычно связанная с нехваткой исходных данных или неправильным его применением [10];

- для некоторых источников дипольная модель неверна (протяженные источники, размерами которых нельзя пренебречь; источник имеет сложный закон распределения потенциала по поверхности, который нельзя свести к набору диполей) [1].

В любом случае наш алгоритм минимизации искажающего влияния сигнала референтного электрода должен пропускать источники с не дипольным распределением, т.к. неизвестно, как именно для них оценить влияние референтного электрода (следствие из выражения (5) для них неверно). Применять же для них дипольную модель будет неправильным, так как это сопряжено с ошибкой, величина которой непредсказуема.

Добавлю, что использовать полученные коэффициенты  $a_{ij}^M$  матрицы  $\mathbf{A}^M$  для дальнейшего анализа будем в отдельности для каждого дипольного источника  $s_i(t)$ . Эту операцию можно выполнять последовательно для каждого источника, не вычисляя при этом всю матрицу  $\mathbf{A}^M$ , а вычисляя только ее вектор, связанный с текущим источником, что могут делать некоторые реализации ICA [7].

Итак, коэффициенты  $a_{ij}^M$  после применения ИСА известны, теперь необходимо найти постоянную составляющую  $a_{ip}$ , внесенную в  $a_{ij}^M$  сигналом референтного электрода. Для этого воспользуемся правилом, что в любой момент времени *интеграл распределения потенциала электрического поля диполя по сферической поверхности равен нулю*, т.е.

$$\iint_s f_i(x_j^{s_i}) ds = \iint_s f_i(a_{ij} \cdot s_i(t)) ds = 0,$$

где  $f_i(x_j)$  – функция распределение потенциала источника  $i$  на электродах  $j = 1 \dots N$ . Замечу, что здесь выражение в скобках  $f_i(a_{ij} \cdot s_i(t))$  означает не аргумент функции  $f_i$ , а значения, набором которых она представлена на сферической поверхности. Сигнал дипольного источника  $s_i(t)$ , согласно принятой модели, есть функция времени и не зависит от пространственных координат поверхности, по которой идет интегрирование, т.е. можно записать, что  $s_i(t) \cdot \iint_s f_i(a_{ij}) ds = 0$ . Для того, что бы данное выражение могло выполняться в любой момент времени, нужно чтобы либо сигнал источника  $s_i(t)$  был нулевым, либо чтобы  $\iint_s f_i(a_{ij}) ds = 0$ . Первое предположение не интересно, так как оно означает отсутствие источника, значит, интерес представляет второе:

$$\iint_s f_i(a_{ij}) ds = 0. \quad (7)$$

Вычислим поверхностный интеграл для выражения, получаемого из формулы (5):  $a_{ij}^M = a_{ij} - a_{ip} \Rightarrow \iint_s f(a_{ij}^M) ds = \iint_s f(a_{ij} - a_{ip}) ds$ . Пользуясь аддитивным свойством поверхностного интеграла и выражением (7), получаем:  $\iint_s f(a_{ij}^M) ds = -\iint_s f(a_{ip}) ds$ . Значение функции  $f_i(a_{ip})$  – скаляр, так как  $a_{ip}$  по поверхности не меняется:  $f_i(a_{ip}) \equiv a_{ip}$ . Следовательно, можно вынести постоянную часть за знак интеграла  $\iint_s f(a_{ij}^M) ds = -a_{ip} \iint_s ds$ , откуда получаем

$$\iint_s f(a_{ij}^M) ds = -a_{ip} S_{сферы},$$

где  $S_{сферы}$  – площадь сферической поверхности, т.е.  $a_{ip} = -\iint_s f(a_{ij}^M) ds / S_{сферы}$ , откуда, с учетом того, что  $a_{ij}^M = a_{ij} - a_{ip}$ , получаем конечное выражение, связывающее истинные коэффициенты источника  $a_{ij}$  и найденные выше коэффициенты  $a_{ij}^M$  для монополярной схемы отведений:

$$a_{ij} = a_{ij}^M - \iint_s f_i(a_{ij}^M) ds / S_{сферы}. \quad (8)$$

Остается вопрос – как вычислить поверхностный интеграл  $\iint_s f_i(a_{ij}^M) ds$ ? К сожалению, все регистрирующие электроды размещены в верхней полусфере, т.е. нет никакой информации о поведении функции  $f(a_{ij}^M)$  в нижней полусфере. А эта информация нужна для проведения численного интегрирование по поверхности всей сферы, как того требует выражение (8). Следовательно, необходимо определить величины коэффициентов  $a_{ij}^M$  также и для точек в нижней полусфере. Для удобства вычисления будем использовать точки в нижней полусфере (*мнимые электроды*), которые симметричны точкам установки реальных электродов (рис. 3, 5).

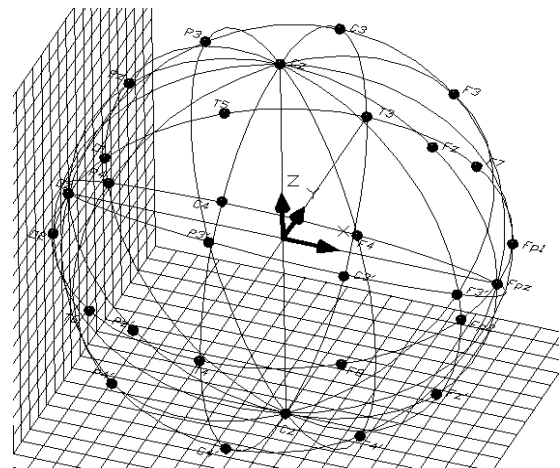


Рис. 5. Схема расположения электродов на сферической модели скальпа

Правильным способом нахождения коэффициентов для мнимых электродов (обозначим их F3', Fz',

F4', C3', Cz', C4', P3', Pz', P4') было бы использование алгоритма сплайн интерполяции на сферической поверхности по нерегулярной сетке. Однако этот алгоритм требует сложных вычислений (триангуляция Делоне, вычисление градиента по сферической поверхности). Гораздо проще свести данную задачу к одномерной интерполяции. Известно, что потенциал диполя для случая однородной изотропной среды прямо пропорционален косинусу угла между вектором момента диполя и направлением на точку регистрации потенциала, и обратно пропорционален квадрату расстояния  $f_i \sim \cos(\alpha)/r^2$ . В реальности диполь, размещенный в мозге, окружен четырьмя основными слоями ткани, существенно отличающимися по электрической проводимости и влияющими на измерение потенциалов. Эта структура тканей существенно уменьшает потенциал поля и сглаживает его пространственные вариации. В результате картина распределения потенциалов по поверхности скальпа содержит мало высокочастотных деталей (исследования Гутмана, 1980), она более «размазана», чем определяющие эту картину распределение потенциалов по коре головного мозга (Баумгартнер, 1993) [1, стр. 33, 56]. Другими словами, скальп оказывает усредняющее действие на потенциальное поле  $f_i$ , сглаживая резкие перепады, понижая кривизну функции, но основные ее характеристики при этом не меняются. Данная функция непрерывна и периодична (период  $2\pi$ ), благодаря косинусной зависимости она имеет два экстремума на период (один максимум и один минимум), на интервале между экстремумами функция монотонно убывает или возрастает, она обладает высоким порядком гладкости (существуют производные высших порядков). Если ее интерполировать вдоль одной из линий установки электродов (рис. 5), то количество узлов интерполяции меняется от 11 до 8, что достаточно для восстановления поведения функции в межузловых интервалах, воспользовавшись полиномом высшего порядка или кусочной сплайн интерполяцией  $N$ -го порядка, дающей гладкость  $C^{N-1}$  (порядок интерполяции зависит от числа

узлов). Из этих двух методов лучше всего использовать кусочную сплайн интерполяцию, т.к. она обладает лучшей точностью для периодических функций, чем полином. Согласно выражению (3), для интерполяции в нижней полусфере (поиска значений мнимых электродов) можно использовать тот же метод сплайн интерполяции, что и для поиска значений потенциалов в межузловых точках верхней полусферы. В методах компьютерной топографии для этого используется кусочная сплайн интерполяция 3-го порядка, которая к тому же не имеет биений, характерных для полиномов высших порядков. Поэтому остановимся на кусочной сплайн интерполяции 3-го порядка, дающей гладкость  $C^2$ .

Теперь, воспользовавшись схемой расстановки реальных и мнимых электродов, можно провести линии, соединяющие все симметричные в обеих полусферах электроды. Таких линий множество, каждая из них лежит в своей плоскости и объединяет множество электродов (рис. 5). Это позволяет для каждой линии построить одномерный кубический сплайн и восстановить коэффициенты  $a_{ij}^M$  на мнимых электродах. В качестве примера рассмотрим восстановление потенциала в точке Cz': по линии Oz, Pz, Cz, Fz, Fpz, ... , Oz через куб. сплайн находим Cz'1; по линии T3, C3, Cz, C4, T4, ... , T3 через куб. сплайн находим Cz'2; по линии P3, Cz, F4, ... , P3 через куб. сплайн находим Cz'3; по линии F3, Cz, P4, ... , F3 через куб. сплайн находим Cz'4; находим  $Cz' = \frac{1}{4} \cdot \sum_{i=1}^4 Cz'_i$ . Аналогично находим  $a_{ij}^M$  на мнимых электродах: F3', Fz', F4', C3', C4', P3', Pz', P4'.

Теперь, когда потенциалы известны на всех, можно воспользоваться любым методом численного интегрирования и вычислить значение интеграла в формуле (8), а через него и неизвестный нам коэффициенты  $a_{ij}$ .

Сформулируем конечный алгоритм минимизации влияния референтного электрода на ЭЭГ:

1. Провести декомпозицию исходного ЭЭГ сигнала через любой ICA алгоритм, решающий (6).

2. Цикл по всем столбцам матрицы  $\mathbf{A}^u$ .

3. В качестве исходных данных используем коэффициенты  $a_{ij}^M$  текущего столбца матрицы  $\mathbf{A}^u$ , описывающие закон распределения потенциала для одного  $i$ -го источника.

4. Воспользовавшись схемой расстановкой реальных и мнимых электродов по сферической поверхности (рис. 5), найти для каждого источника коэффициенты  $a_{ij}^M$  для мнимых электродов  $F3', Fz', F4', C3', Cz', C4', P3', Pz', P4'$ .

5. Оценить полученное распределение коэффициентов  $a_{ij}^M$  по поверхности, носит ли оно дипольный характер? Для этого можно либо предъявить эти коэффициенты исследователю в виде карты, либо попытаться грубо найти локализацию диполя и сравнить корреляцию модельных коэффициентов найденного диполя и реальных коэффициентов  $a_{ij}^M$ .

6. Если распределение не носит дипольный характер – вернуться на шаг 2.

7. Воспользовавшись любым методом численного интегрирования, вычислить  $\iint_s f_i(a_{ij}^M) ds$ .

8. По (8) найти коэффициенты  $a_{ij}$  для всех реальных электродов текущего  $i$ -го источника и заменить ими старые коэффициенты из матрицы  $\mathbf{A}^u$ .

9. Конец цикла.

10. Провести процесс обратный ICA разложению – смешивание сигналов источников по очищенной матрице  $\mathbf{A}^u$ , вычислив по выражению  $\mathbf{X} = \mathbf{A}^u \mathbf{S}$  новые сигналы ЭЭГ, в которых влияние референтного электрода минимизировано.

Все, работа закончена. Полученный сигнал можно использовать в любых обработчиках, так как референтные искажения в нем минимизированы.

## Вывод

Полученный метод хорошо справляется с подготовкой данных для алгоритмов картирования и локализации, при этом повышение качества решения задачи локализации мы получаем автоматически,

так как исходными данными для нее является наша «очищенная» карта. Сравнение карт источников, построенных с применением алгоритма и без, показывает (рис. 6), что описанная выше обработка позволяет приблизить результат к дипольному виду, улучшить распознавание феномена и его локализацию.

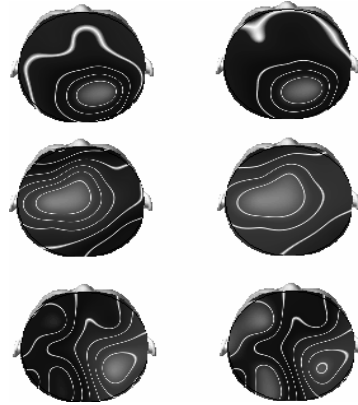


Рис. 5. Сравнение карт одних источников, найденных на одном и том же сигнале с устранением влияния референтного электрода (слева) и без (справа)

Карты без устранения дипольных искажений обычно показывают на более глубокое расположение источника, чем это есть на самом деле, источник «размыт» по электродам, присутствуют дополнительные искажения. Эти недостатки гораздо слабее выражены на картах, построенных с корректировкой референтных искажений. Сравнение результатов локализации (обратная ЭЭГ задача) показывает, что применение алгоритма устранения референтных искажений позволяет улучшить точность локализации от 10% до 30% (сравнение проводилось на искусственных диполях, внедренных в фоновый ЭЭГ сигнал с использованием 3-х слойной модели головы). При обработке набора из 10-ти ЭЭГ исследований, зарегистрированных в разных условиях с разных пациентов, алгоритм обработал 70 – 80% от общего числа источников, которые были определены как дипольные и которые содержали 78 – 98% (среднее значение – 88%) от общей мощности ЭЭГ сигнала. Таким образом, задачу подавления искажений от референтного электрода для этих исследований удалось решить в среднем на 88%. К недостат-



кам данного метода, которые могут быть устранены последующими исследованиями, можно отнести:

– нестабильность разложения, вызванная применением неспециализированных ICA алгоритмов (решается использование алгоритма JAETD);

– применение сферической модели, которая вносит искажения во фронтальных сечениях в основном для источников с височной локализацией (дальнейшие разработки следует вести с использованием эллиптической модели);

– редкие ошибки, возникающие при поверхностном расположении диполя в тангенциальном направлении. Эти ошибки вызваны тем, что частота расположения электродов в некоторых случаях недостаточна для восстановления формы поля распределения потенциала при использовании кубического сплайна (можно увеличить число регистрирующих электродов, воспользоваться сплайном более высокого порядка или использовать пространственную сплайн интерполяцию на нерегулярной сетке, учитывая градиент распределения потенциала);

– высокие вычислительные затраты, связанные с использованием вспомогательных алгоритмов ICA и грубой локализации дипольных источников (можно воспользоваться распараллеливанием вычислений, при использовании рекурсивных алгоритмов ICA [7], что ускорит вычисления на многопроцессорных системах и системах с технологией Hyper Threading).

В частном случае, для качественного построения карт этап 10 в описанном алгоритме не нужен, так как построение карты может ориентироваться только на  $a_j$  и  $s_f(t)$ . Один из таких алгоритмов описан в [12].

## Литература

1. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. – Таганрог: ТГРУ, 2000. – 640 с.
2. Kyselgov E.N. New approaches for complex brain activity analysis // Electronics in medical service. Supplement edition. – Warsaw, 2001. – P. 24-30.
3. Сергеев В.Г., Кисельгов Е.Н. Новые методы в исследовании ЭЭГ феноменов // Весник эпилептологии. – К.: Эпилепсия. – 2003. – № 2. – С. 52-59.

4. Jutten C., Herault J. Blind separation of sources. An adaptive algorithm based on neuromimetic architecture // Signal Processing. – 1991. – No. 24. – P. 156-166.

5. Lee Te-Won, Girolami M., Bell A.J. Sejnowski T.J. A Unifying Information-Theoretic Framework for Independent Component Analysis // Computers & mathematics with application. – 2000. – No. 39. – P. 181-202.

6. Lee Te-Won, Girolami M., Sejnowski T.J. Independent Component Analysis using an extended infomax algorithm for mixed sub-gaussian and super-gaussian sources // Neural Computation. – 1998. – No. 11. – P. 609-623.

7. Hyvarinen A. Fast and Robust Fixed-Point Algorithms for Independent Component Analysis // IEEE Transactions on Neural Networks. – 1999. – Vol. 3, No. 10. – P. 624-634.

8. Cardoso Jean-Francois. High-Order Contrasts for Independent Component Analysis // Neural Computation. – 1999. – Vol. 11, No. 1. – P. 157-192.

9. Blaschke T., Wiskott L. CuBICA: Independent Component Analysis by Simultaneous Third- and Fourth-Order Cumulant Diagonalization // Computer Science Preprint Server (CSPS): Computational Intelligence / 0304002. – [Электрон. ресурс]. – Режим доступа: <http://www.compsci-preprints.com/comp/Preprint/blaschke/20030409/1/>, 2003.

10. Кисельгов Е.Н. Независимый компонентный анализ и его применение к задачам выделения статистически независимых сигналов // Технология приборостроения. – № 2. – С. 142-147.

11. Gharhremanit D., Makeigo S., Hung T.-P., Bell A.J., Sejnowski T.J. Independent Component Analysis of Simulated EEG Using Three-Shell Spherical Head Model. Institute of Neural Computation. Technical Report No. INC-9601.

12. Кисельгов Е.Н. Применение ICA декомпозиции для картирования регистрируемых данных от источников с гладким пространственным распределением // Авиационно-космическая техника и технология. – X.: Нац. аэрокосм. ун-т «ХАИ». – 2002. – № 35. – С. 127-132.

Поступила 2.03.2006

**Рецензент:** д-р техн. наук, проф. В.К. Волосюк, Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», Харьков.