

ИДЕНТИФИКАЦИЯ МОДЕЛИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Козлов С. В., Коробков А. А., Улитина Е. А., Можгинский В. Л.,

Култынов Ю. И.

Казанский государственный технический университет им. А. Н. Туполева

Современные электронные средства позволяют осуществлять выделение низкоамплитудных электрических сигналов органов человека и на их основе проводить диагностику заболеваний. При этом возникает проблема обработки таких сигналов с целью выделения их из помех, уровень которых может превышать полезный сигнал в десятки и сотни раз. Применение современных методов обработки сигналов, используемых в традиционных задачах радиолокации, позволяет увеличить достоверность выделения информационных сигналов. Для этого необходимо решить задачу идентификации модели выделяемого сигнала.

Низкоамплитудные электрические сигналы являющиеся ответом головного мозга на какое-либо внешнее раздражение принято называть вызванными потенциалами (ВП). В качестве раздражителя могут выступать световые вспышки, звуковые сигналы, а также стимулирование нервных окончаний электрическим током. На основе анализа формы низкоамплитудных электрических сигналов, амплитудных и временных параметров возможна диагностика тяжёлых патологий и заболеваний головного мозга человека.

Согласно исследованиям реализации ВП являются нестационарным случайным процессом с гауссовской плотностью распределения. Помехами, на фоне которых осуществляется регистрация ВП, являются шумы измерения и сигналы спонтанной активности головного мозга – электроэнцефалограмма. Помехи также можно представить в виде случайного стационарного процесса с гауссовской плотностью распределения.

При построении модели принимается допущение, что характер воздействия помехи на сигнал является аддитивным. Исходя из этого ВП можно представить односвязным марковским случайным процессом с гауссовской плотностью распределения. Так как современные медицинские системы осуществляют регистрацию и обработку сигналов по многим отведениям одновременно, выделяемый сигнал целесообразно представить векторной моделью. В этом случае модель выделяемого сигнала в матричном виде можно представить двумя уравнениями: уравнением сообщения:

$$\begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \mathbf{M} \\ I_k \\ \mathbf{M} \\ I_K \end{pmatrix}_{1n} = \begin{pmatrix} b_{11} & b_{12} & \mathbf{L} & b_{1k} & \mathbf{L} & b_{1K} \\ b_{21} & b_{22} & \mathbf{L} & b_{2k} & \mathbf{L} & b_{2K} \\ \mathbf{M} & \mathbf{M} & & \mathbf{M} & & \mathbf{M} \\ b_{k1} & b_{k2} & \mathbf{L} & b_{kk} & \mathbf{L} & b_{kK} \\ \mathbf{M} & \mathbf{M} & & \mathbf{M} & & \mathbf{M} \\ b_{K1} & b_{K2} & \mathbf{L} & b_{Kk} & \mathbf{L} & b_{KK} \end{pmatrix}_{1n} \cdot \begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \mathbf{M} \\ I_k \\ \mathbf{M} \\ I_K \end{pmatrix}_{n-1} + \begin{pmatrix} n_{11} \\ n_{12} \\ \mathbf{M} \\ n_{1k} \\ \mathbf{M} \\ n_{1K} \end{pmatrix}_{1n}, \quad (1)$$

и уравнением наблюдения:

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \mathbf{M} \\ x_k \\ \mathbf{M} \\ x_K \end{pmatrix}_n = \begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \mathbf{M} \\ I_k \\ \mathbf{M} \\ I_K \end{pmatrix}_n + \begin{pmatrix} n_{01} \\ n_{02} \\ \mathbf{M} \\ n_{0k} \\ \mathbf{M} \\ n_{0K} \end{pmatrix}_n, \quad n = \overline{1, N}, \quad (2)$$

где b_{ij} - коэффициенты матрицы \mathbf{B}_{n-1} , имеющей размерность $(K \times K)$ (K – количество каналов измерения), определяющие взаимосвязи между каналами; I_{kn} - элементы вектора столбца, определяющего значения реализации ВП; n_{0kn} - элементы вектора столбца, задающего последовательность аддитивного независимого гауссовского шума возникающего при регистрации ВП; n_{1kn} - элементы вектора столбца, задающего последовательность формирующего независимого гауссовского шума, N - количество отсчётов в реализации. При этом, функциональные связи задаются с помощью матрицы \mathbf{B}_{n-1} , а вариабельность сигналов вектором формирующего шума. Диагональные элементы матрицы \mathbf{B}_{n-1} определяют взаимосвязи между отсчётами реализации одного канала, а недиагональные элементы определяют взаимосвязи между отсчётами разных каналов.

Основной проблемой при разработке векторной модели является определение неизвестных коэффициентов b_{ij} . Решение системы уравнений (1) с целью нахождения коэффициентов невозможно из-за недостаточного количества уравнений. Поэтому была разработана методика определения коэффициентов матрицы \mathbf{B}_{n-1} , основанная на положении о том, что для множества пациентов матрица коэффициентов взаимосвязей является постоянной, а индивидуальную особенность реализаций ВП отдельного человека задаётся вектором формирующего шума \mathbf{n}_{1n} . В этом случае, в системе (1), количество уравнений увеличивается, а количество неизвестных остаётся прежним.

Был разработан алгоритм вычисления коэффициентов взаимосвязей векторной модели ВП. На основе алгоритма разработан программный продукт. В ходе исследования были вычислены коэффициенты матрицы \mathbf{B}_{n-1} . Также были вычислены и оптимизированы по критерию минимума среднего квадрата ошибки значения вектора столбца формирующего шума \mathbf{n}_{1n} . Адекватность модели определялась путём формирования реализаций на основе систем (1) и (2) с использованием вычисленных значений коэффициентов матрицы \mathbf{B}_{n-1} и вектора \mathbf{n}_{1n} . Анализ показал, что ошибка аппроксимации реального ВП не превышала 10%.

Решение задачи идентификации модели низкоамплитудных электрических сигналов головного мозга позволит разработать эффективные методы выделения ВП из шумов, что повысит качество обработки и достоверность диагностики.