

Конюхов Вадим Николаевич
Погодина Валерия Анатольевна

Самарский государственный аэрокосмический университет им. акад. С.П. Королева.
E-mail: biotech@ssau.ru.
443086, г. Самара, Московское шоссе, 34.
Тел.: 88462674474.

Konuyhov Vadim Nikolaevich
Pogodina Valeriya Anatolievna

Samara state aerospace university.
E-mail: biotech@ssau.ru.
34, Moskovskoe shosse, Samara, 443086, Russia.
Phone: +78462674474.

УДК 616.8-073.7:004.9

Н.Л. Коржук, А.А. Индюхин, А.Ф. Индюхин, В.В. Савельев

СПОСОБ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ НЕВРОЛОГИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ

Приведены структурные схемы, принцип действия и математическая модель устройства для реализации принципиально нового способа обработки ЭЭГ, на основе которого предполагается построить биотехническую систему скрининговой диагностики неврологических нарушений. Проведено сравнение с существующими способами обработки ЭЭГ.

Электроэнцефалограмма; полосовой фильтр; неврологические нарушения.

N.L. Korzhuk, A.A. Indyukhin, A.F. Indyukhin, V.V. Saveliev

WAY OF ELECTROENTSEPHALOGRAPHIC DIAGNOSTICS OF NEUROLOGIC INFRINGEMENTS

Block diagrammes, principle of action and mathematical model of the device for realisation of essentially new way of processing EEG on which basis it is supposed to construct biotechnical system screening diagnostics of neurologic infringements are resulted. Comparison with existing ways of processing EEG is spent.

Electroencephalogram; the band filter; neurologic infringements.

В настоящее время для России характерно такое сочетание неблагоприятных демографических, наследственных, социальных и экологических факторов, которое представляет реальную угрозу здоровью населения. Увеличивается число детей и подростков с врожденной и приобретенной патологией центральной нервной системы, сенсорных систем, отклонениями в нервно-психическом развитии, нарушениями речи.

Клиническая практика показывает, что диагностика неврологических и сенсорных расстройств, оценка степени выраженности и перспектив их лечения возможны только с привлечением нейрофизиологических исследований, регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и вызванных потенциалов с последующей интегральной оценкой их результатов [1].

Огромное значение для успешной реабилитации и дальнейшей интеграции ребенка в общество имеет ранняя диагностика, в то время как электрофизиологические исследования не являются широко доступными и не входят в арсенал проводимой диспансеризации. В связи с этим актуальной представляется задача раз-

работки скрининговой системы ЭЭГ-обследования, позволяющей автоматически диагностировать наличие неврологических нарушений (НН).

При регистрации электрических сигналов со скальпа человека в первую очередь необходимо обнаружить патологическую активность. Судорожные проявления характеризуются не только высокой амплитудой и скоростью изменения, но и определенной формой (эпифеномены «острая – медленная волна»). Для системы скринингового обследования, при наличии скорости изменения сигнала выше некоторой пороговой, предусматривается корреляционный алгоритм оценки формы сигнала, позволяющий диагностировать комплекс «острая – медленная волна».

Неврологические нарушения зрения, слуха, задержки психического развития, хотя и вызывают определенные изменения на ЭЭГ, однако они далеко не так очевидны, как при грубой патологии. Наибольшую эффективность выявления НН до настоящего времени обеспечивали функции когерентности (ФК), широко применяемые в ведущих клиниках г. Москвы, г. Санкт-Петербурга и г. Ростова-на-Дону, а также рядом специалистов г. Тулы [2]. Однако аппарат когерентного анализа сложен и непригоден для скринингового обследования.

Разрабатывается диагностический комплекс в виде портативного прибора с минимальным временем обследования, предназначенный для скрининговой диагностики в процессе проведения комплексного изучения состояния здоровья и динамики психофизиологического развития подрастающего поколения. Комплекс позволит проводить оценку неврологического и психофизиологического состояния пациента: от выявления минимальных мозговых дисфункций до отнесения его в определенную нозологическую группу с учетом возрастных особенностей.

В настоящей работе детализируется новый, альтернативный существующим способ оценки ЭЭГ, основанный на амплитудном анализе мультипликативного сигнала.

Упомянутые ФК, показывающие относительную меру синхронизации протекающих в коре головного мозга процессов, давно доказали свою диагностическую эффективность и прогностическую ценность в клинике критических состояний – комы, тяжелых черепно-мозговых травм, опухолей мозга, у недоношенных детей. Меньшее распространение получили исследования здоровых детей и детей с минимальными НН.

Функции когерентности представляют собой функции частоты, и для оценки используются их средние уровни в стандартных частотных диапазонах и средневзвешенные частоты (СВЧ), которые делят площадь под кривой в заданном диапазоне пополам. Аналогичные показатели предложены и в рассматриваемом способе: уровни и частоты синхронизации. Существенным отличием является то, что определяются они автоматически, без участия врача, по результатам записи ЭЭГ.

Рассмотрим структуру системы, осуществляющей расчет частот и уровней синхронизации.

Выходные сигналы усилителя ЭЭГ (всего 16 каналов) по очереди, или одновременно с двух каналов поступают на попарно-одинаковые фильтры диапазонов ФД₁, после которых сигналы идут на блоки произведений, на выходе которых при наличии в сигналах общих синусоидальных составляющих будет присутствовать некоторый уровень постоянного сигнала. Количество анализируемых диапазонов может соответствовать стандартным шести (дельта, тета = 1, тета-2, альфа, бета-1, бета-2), либо быть каким-либо другим.

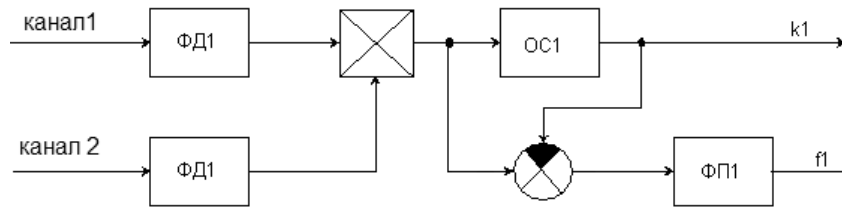


Рис. 1. Структурная схема устройства определения уровня и частоты синхронизации для одного частотного диапазона. ФД1 – фильтры диапазона, выходные сигналы которых подаются на блок произведений; ОС1 – осреднитель; ФП1 – фильтр переменной частоты настройки

Фильтр диапазона представляет собой полосовой фильтр второго порядка:

$$U_{\Phi 1} = K_1 U_1 + K_2 U_1 z^{-2} - K_3 U_{\Phi 1} z^{-1} - K_4 U_{\Phi 1} z^{-2};$$

где $K_1 = D_{S2} / D_{S4}$;

$$K_2 = -K_1;$$

$$K_3 = (2 - 2 * D_{S3}) / D_{S4};$$

$$K_4 = (1 + D_{S3} - D_{S2}) / D_{S4};$$

$$D_{S1} = 1 / (2 * \pi * f_1 * \tau);$$

$$D_{S2} = 4 * P_1 * D_{S1} / f_1;$$

$$D_{S3} = 4 * D_{S1} * D_{S1};$$

$$D_{S4} = D_{S3} + D_{S2} + 1;$$

U_1 – выходной сигнал соответствующего канала;

$U_{\Phi 1}$ – выходной сигнал фильтра диапазона;

f_1 – частота настройки фильтра диапазона;

P_1 – половина полосы пропускания фильтра диапазона.

Величина постоянного сигнала определяется осреднителем по формуле:

$$U_i = U_{i-1} * (i - 1) / i + U_b / i,$$

U_i – выходной сигнал осреднителя после суммирования i точек;

U_b – выходной сигнал блока произведений;

i – номер точки на интервале осреднения.

Уровень синхронизации в заданном частотном диапазоне определяется как частное от деления уровня постоянного сигнала на выходе соответствующего осреднителя на корень квадратный из суммы квадратов уровней всех рассматриваемых диапазонов.

Выходные сигналы блоков произведений, после вычитания постоянной составляющей, поступают на фильтры переменной частоты настройки ФП1. На выходе ФП1 определяется среднее значение частоты настройки – частота синхронизации [3].

Основным элементом комплекса экспресс-диагностики является фильтр с переменной частотой настройки (ФП), автоматически изменяющейся таким образом, что резонансная частота фильтра настраивается на частоту доминирующего ритма. В результате узкополосной фильтрации, после окончания переходного процесса, доминирующая частота (ритм) ЭЭГ проходит на выход фильтра без фазовых искажений (моменты пересечения нулевых, максимальных и минимальных значений у доминирующего ритма совпадают с аналогичными событиями у выходного сигнала фильтра). При этом в любой момент времени становится известной частота доминирующего ритма в частотном диапазоне, заданном ограничениями на частоту.

Рассмотрим структурную схему ФП (рис. 2), предложенную в известном техническом решении [4].

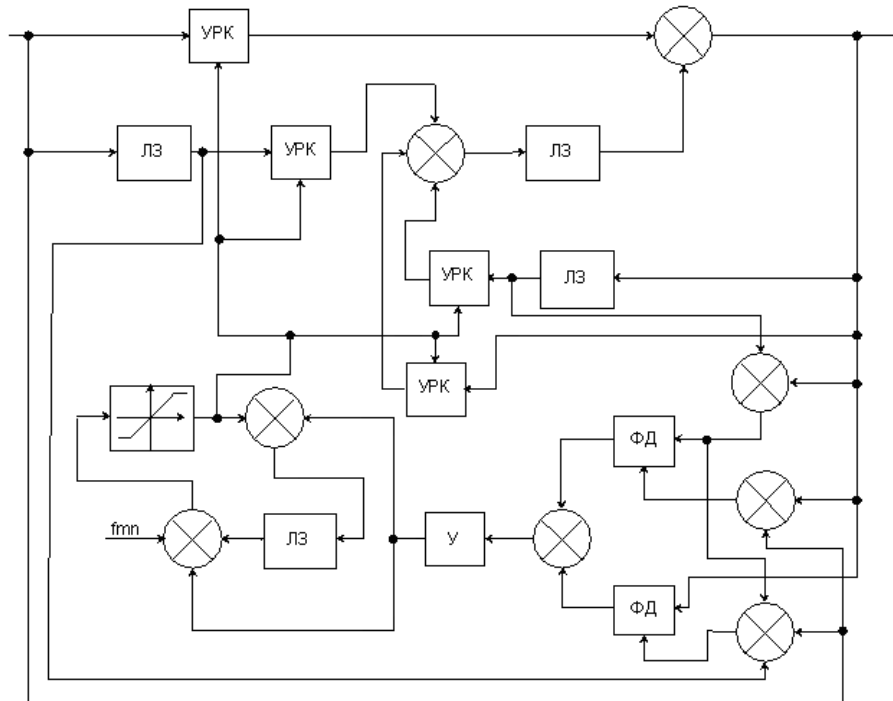


Рис. 2. Структурная схема фильтра с переменной частотой настройки.
 УРК – усилитель с регулируемым коэффициентом, ЛЗ – линия задержки,
 ФД – фазовые детекторы, У – усилитель

Фильтр работает следующим образом. Выходной сигнал сумматора U_c поступает на вход первого усилителя с регулируемым коэффициентом (УРК) усиления, вход первой линии задержки (ЛЗ) и первый вход первого сумматора. Выход первого УРК подключен к первому входу второго сумматора, ко второму входу которого подключены последовательно соединенные вторая ЛЗ, второй УРК, третий сумматор и третья ЛЗ. Выходом ФП является выход второго сумматора, который, кроме входа второй ЛЗ, соединен со входом третьего УРК, первыми входами четвертого сумматора, пятого сумматора и первого фазового детектора. Ко второму входу третьего сумматора подключен выход третьего УРК, к третьему входу второго сумматора через четвертый УРК подключен выход первой ЛЗ. Ко вторым входам четвертого сумматора и пятого сумматора подключены соответственно выход второй ЛЗ и первый вход первого сумматора, третий вход которого соединен с выходом четвертого сумматора. Ко входам второго фазового детектора подключены соответственно выходы четвертого сумматора и пятого сумматора, второй вход первого фазового детектора соединен с выходом первого сумматора. Выходы первого фазового детектора и второго фазового детектора подключены ко входам шестого сумматора, выход которого через усилитель подключен к первому входу седьмого сумматора. Ко входам восьмого сумматора подключены выходы седьмого сумматора и усилителя. Выход восьмого сумматора через четвертую линию задержки подключен ко второму входу седьмого сумматора, выход которого подключен к управляющим входам УРК.

При подаче на вход фильтра сигнала синусоидальной формы произвольной частоты он проходит через систему УРК, сумматоров и линий задержки, образующую в совокупности полосовой фильтр с резонансной частотой, в общем случае не совпадающей с частотой входного сигнала. Тогда сигнал на выходе ФП будет опережать или отставать по фазе от входного сигнала. Разность этих сигналов на выходе сумматора, умноженная (выход фазового детектора) на производную выходного сигнала, будет иметь постоянную составляющую. Пропорционально этому сигналу изменяются коэффициенты УРК таким образом, что резонансная частота ФП увеличивается при отставании выходного сигнала по фазе, и уменьшается при опережении. В результате переходного процесса ФП настраивается на частоту входного сигнала. Дополнительная связь (второй фазовый детектор и сумматор) повышает точность и быстродействие ФП.

Составим математическую модель ФП.

Исходные данные математической модели:

P_{FP} – половина полосы пропускания ФП (3 Гц);

f_{MN} – начальная частота настройки ФП ($f_{mn} = 10$ Гц);

K_I – коэффициент передачи интегратора ($K_I = -0,3$);

τ – шаг дискретизации ($\tau = 0,001$ с).

Уравнения фильтра ФП:

$$U_{\Phi} = K_1(U_{И})U_c + K_2(U_{И})U_c z^{-2} - K_3(U_{И})U_{\Phi} z^{-1} - K_4(U_{И})U_{\Phi} z^{-2};$$

$$K_1(U_{И}) = D_{S2}(U_{И}) / D_{S4}(U_{И});$$

$$K_2(U_{И}) = -K_1(U_{И});$$

$$K_3(U_{И}) = (2 - 2 * D_{S3}(U_{И})) / D_{S4}(U_{И});$$

$$K_4(U_{И}) = (1 + D_{S3}(U_{И}) - D_{S2}(U_{И})) / D_{S4}(U_{И});$$

$$D_{S1}(U_{И}) = 1 / (2 * \pi * U_{И} * \tau);$$

$$D_{S2}(U_{И}) = 4 * P_{FP} * D_{S1}(U_{И}) / U_{И};$$

$$D_{S3}(U_{И}) = 4 * D_{S1}(U_{И}) * D_{S1}(U_{И});$$

$$D_{S4}(U_{И}) = D_{S3}(U_{И}) + D_{S2}(U_{И}) + 1;$$

Уравнения фазовых детекторов:

$$U_{D1} = (\text{Sign}(U_{Ш}) - \text{Sign}(U_{\Phi})) * \text{Sign}(U_{\Phi} - U_{\Phi} z^{-1});$$

$$U_{D2} = \text{Sign}(U_{Ш} - U_{Ш} z^{-1}) - \text{Sign}(U_{\Phi} - U_{\Phi} z^{-1}) * \text{Sign}(U_{\Phi});$$

Уравнение интегратора:

$$U_{И} = [U_{И} + K_I * (U_{D2} - U_{D1})] z^{-1} + K_I * (U_{D2} - U_{D1}) + f_{MN};$$

где U_{Φ} – выходной сигнал фильтра ФП;

U_{Φ} – выходной сигнал интегратора (численно равен частоте настройки ФП в Гц);

U_{D1} , U_{D2} – выходные сигналы фазовых детекторов;

z^{-1} – соответствует запаздыванию на один шаг;

Sign – функция знака числа.

В представленной математической модели ФП и интегратор реализуются в цифровом виде (используются звенья чистого запаздывания), коэффициенты УРК вычисляются на каждом шаге. Выбранный шаг решения ($\tau = 0,001$ с) – максимально возможный, при аппаратной реализации предполагается сделать его меньше.

Программа моделирования динамики прохождения сигналов в разрабатываемом устройстве составлена на языке Visual Basic 6. Время обработки одной записи (120 пар отведений) – 2-3 мин. Впоследствии предполагается сократить время обработки за счет выбора только тех пар отведений, в которых значения частот и уровней синхронизации представляют значимые величины для выявления НН. Такое упрощение может быть достигнуто при накоплении базы данных по нозологиям.

Для конкретного пациента проведено сравнение двух оценок, полученных методом когерентного анализа и методом синхронизации.

Результаты по соотношению частот синхронизации, СВЧ и частот максимума ФК соответствуют полученным ранее [3].

Величины полученных уровней синхронизации убывают с ростом частоты, и высокочастотный диапазон бета-2 практически не несет информации.

Визуальный и корреляционный анализ не показал наличия глубокой связи между результатами расчетов двух методов по уровню синхронизации, коэффициент корреляции максимально достигает $r = 0,15$.

Из 480 рассчитанных уровней синхронизации имеются пары отведений, в которых максимумы когерентности совпадают с максимумами уровней синхронизации, и есть пары, в которых максимумы совпадают с минимумами.

Рассмотрение пар отведений по группам: внутрислоушарные (отдельно правое и левое полушарие), межполушарные левые и правые (правыми считаются пары, у которых первое отведение ближе к носу, и наоборот), межполушарные симметричные, в отдельных частотных диапазонах выявило корреляции с когерентными расчетами до уровня $r = 0,45$.

Наибольшая корреляция выявлена в парах, включающих в себя отведения O_1 ($r = 0,51$) и F_3 ($r = 0,67$).

Значительный разброс уровней синхронизации по парам отведений позволяет предположить в целом их большую диагностическую нагрузку, поскольку такими же свойствами обладает уровень когерентности.

Проведенные исследования позволяют сделать следующие выводы:

1. Предложенный способ обработки ЭЭГ может быть положен в основу биотехнической системы экспресс-диагностики неврологических нарушений.
2. Разработана математическая модель и программа моделирования подсистемы анализа фоновой ЭЭГ на основе фильтров с переменными параметрами.
3. Для построения системы диагностики неврологических нарушений необходимо заполнить базу данных по различным нарушениям и выявить группы электрофизиологических маркеров.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Зенков Л.Р.* Функциональная диагностика нервных болезней [Текст] / Л.Р. Зенков, М.А. Ронкин. – М.: Медпресс, 2002. – 530 с.
2. *Жеребцова В.А.* Системный анализ механизмов организации высших психических функций в онтогенезе [Текст] / Дисс. ... докт. биол. наук. – Тула, 2004.
3. *Коржук Н.Л.* Цифровой комплекс экспресс-диагностики неврологических нарушений // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – № 9 (98). – С. 83-89.
4. Патент РФ № 2240036 от 20.11.2004 г. МПК А61В5/00. Способ диагностики длиннолатентного вызванного потенциала мозга и устройство для его осуществления [Текст] / В.А. Жеребцова, А.Ф. Индюхин, Э.М. Соколов, А.А. Хадарцев, В.П. Васильев, В.И. Морозов.

Коржук Николай Львович

Савельев Валерий Викторович

Тульский государственный университет.

300600, Тула, пр. Ленина, 92.

Тел.: 84872350552.

Индюхин Алексей Алексеевич

E-mail: induke705@mail.ru.

300041, г. Тула, ул. Демонстрации, 12, кв. 43.

Тел.: 84872350552; 84872301016.

Индюхин Алексей Федорович

E-mail: induke_a_f@mail.ru.

300045, г. Тула, ул. Новомосковская, 25, кв. 70.

Тел.: 84872350552; 84872377110.

Korzhuk Nikolay Lvovich

Saveliev Valeri Viktorovich

Tula State University.

92, Lenina pr., Tula, 300600, Russia.

Phone: +74872350552.

Indyukhin Alexey Alekseevich

E-mail: induke705@mail.ru.

12/43, Demonstration street, Tula, 300041, Russia.

Phone: +74872350552; +74872301016.

Indyukhin Alexey Fedorovich

E-mail: induke_a_f@mail.ru.

25/70, Novomoskovsk street, Tula, 300045, Russia.

Phone: +74872350552; +74872377110.

УДК 53.088.7, 612.172.4

Л.Ю. Кривоногов, А.Ю. Тычков

**ПОДАВЛЕНИЕ ПОМЕХ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛАХ НА ОСНОВЕ
РАЗЛОЖЕНИЯ ПО ЭМПИРИЧЕСКИМ МОДАМ**

Описан алгоритм подавления помех в электрокардосигналах, основанный на их разложении по эмпирическим модам, обработке отдельных мод и последующей реконструкции сигналов.

Электрокардосигнал; подавление помех; разложение по эмпирическим модам.

L.Y. Krivonogov, A.Y. Tychkov

**ECG SIGNAL DENOISING BASED ON EMPIRICAL MODE
DECOMPOSITION**

This paper describes algorithm ECG signals denoising based on empirical mode decomposition, processing of separate modes and subsequent reconstruction of an ECG signal.

ECG signal; denoising; empirical mode decomposition.

Заболевания сердца и сердечно-сосудистой системы являются ведущей причиной смертности населения во многих экономически развитых странах, в том числе и в России, составляя около 55 % от общей смертности. Повышение эффективности лечения и возвращение пациентов к активной жизни связаны, прежде всего, со своевременной диагностикой, основой которой является электрокардиография. Несмотря на значительные успехи, достигнутые почти за полувековую историю автоматизации электрокардиографических исследований, эффективность автоматического анализа электрокардосигналов (ЭКС) недостаточно высока. Основной причиной ошибок автоматической диагностики в электрокардиологии являются погрешности, допущенные на этапе измерения амплитудно-временных параметров ЭКС [1]. В свою очередь, погрешности измерений напрямую связаны с наличием помех в регистрируемом сигнале, с их видом и интенсивностью. Кроме того, процедуры обработки ЭКС, предназначенные для устранения помех, сами могут яв-