

## БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде Matlab. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с.
2. Филист С.А., Томакова Р.А., Горбатенко С.А. Анализ гистологических изображений посредством морфологических операторов, синтезированных на основе преобразования Фурье и нейросетевого моделирования // Биотехносфера. – 2010. – № 3 (9). – С. 54-60.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор А.А. Бурмака.

**Томакова Римма Александровна** – Юго-Западный государственный университет; e-mail: tomakova@rambler.ru; 305040, г. Курск, 50 лет Октября, 94а; тел.: 84712587098; кафедра биомедицинской инженерии; к.т.н.; доцент.

**Насер Адел Абдулсалам** – e-mail: SFilist@gmail.com; кафедра биомедицинской инженерии; аспирант.

**Tomakova Rimma Alexandrovna** – South-West State University; e-mail: tomakova@rambler.ru; 94, 50 let Oktyabrya, Kursk, 305040, Russia; phone: +74712587098; the department of bio-medical engineering; cand. of eng. sc.; associate professor.

**Nasser Adel Abdulsalam** – e-mail: SFilist@gmail.com; the department of bio-medical engineering; postgraduate student.

УДК 616.8-073.7:004.9

**А.В. Томашвили, А.А. Индюхин**

**ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДИАГНОСТИКИ  
ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ**

*Приведена структура и математическая модель реализованного программного обеспечения для исследования совокупности зрительных и когнитивных реакций испытуемого. Модифицирован способ регистрации единичных реализаций вызванных потенциалов методом обработки электроэнцефалограммы фильтром с переменными параметрами. Указаны рекомендуемые значения параметров системы, оптимизирован цифровой фильтр. Отработана методика обработки и представления результатов экспериментов. Для двух пациентов приведены топографические карты распределения латентности пиков зрительных и когнитивных вызванных потенциалов по отведениям электроэнцефалограммы. Намечены направления дальнейших исследований.*

*Электроэнцефалограмма; вызванный потенциал; программно-аппаратный комплекс.*

**A.V. Tomashvili, A.A. Indyukhin**

**HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX OF DIAGNOSTICS OF THE EVOKED  
POTENTIALS**

*The structure and the mathematical model of the implemented software for an exploring of the complex of visual potentials and cognitive reactions of a patient is represented. The way of registration of single realizations of the evoked potentials by the method of electroencephalogram processing by a filter with changing parameters is modified. There were pointed the recommended parameters of the system and the digital filter is optimized. The method of processing and representation of the results of the experiments is done. For two patients there were represented the topographic cards of the disposition of the latency of peaks of the visual and cognitive evoked potentials between the points of electroencephalogram. The directions of further researches are planned.*

*Electroencephalogram; the evoked potential; hardware-software complex.*

Сочетание неблагоприятных экологических, экономических, социальных факторов, характерных для современной России, приводит к ухудшению состояния здоровья детского населения, росту неврологических нарушений (НН). Неврологические заболевания являются одной из основных причин инвалидности, потери трудоспособности, ухудшения демографической ситуации в стране. Диспансеризация детского населения могла бы способствовать раннему выявлению НН и своевременному обращению к врачу-специалисту, эффективному лечению и реабилитации.

Рассматривается один из аспектов разработки биотехнической системы (БТС) экспресс-диагностики НН. Такая БТС предназначена для использования в диспансеризации детей и без участия врача формирует заключение: 1) о наличии у пациента грубой патологии; 2) принадлежности его к определенной группе НН [1, 2]. При регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ) пациентов, подвергаемых воздействию внешнего стимула, могут быть получены вызванные потенциалы (ВП). Традиционно анализируется усредненный по времени ВП, несущий информацию о работе слухового, зрительного или соматосенсорного анализатора, о процессе распознавания и принятия решений (когнитивные ВП).

Известный способ [3] позволяет получить единичные реализации когнитивных ВП. Включение в состав БТС аппаратной реализации способа дает информацию не только об электрофизиологических характеристиках пациента (Р300), но и психофизиологических – времени зрительно-моторной реакции в виде сигнала, регистрируемого с моторного центра речи (пациент мысленно проговаривает число, соответствующее номеру вспышки).

В данной работе рассматривается модифицированный способ, включающий дополнительно регистрацию сенсорных ответов ЦНС на фотостимуляцию (зрительный ВП), что позволяет одновременно оценить сенсорную, когнитивную и моторную реакции.

Сложность регистрации ВП заключается в том, что ответы мозга значительно ниже активности спонтанной ритмики ЭЭГ и других сигналов, но имеют с ним общий спектр. Практически ни один сигнал ВП мы не сможем увидеть в обычной записи ЭЭГ [4].

В рассматриваемом способе подавляется основной ритм ЭЭГ при помощи фазочувствительного фильтра (ФЧФ) (рис. 1).

Сигнал  $U_2$  поступает на входы системы, включающей сумматор 12 с линиями задержки 3, 4, 22, 23, усилителями 7, 26, 38, 48 с регулируемыми коэффициентами усиления (вместе они образуют узкополосный фильтр). Линии задержки выполняются одинаковыми и обеспечивают чистое запаздывание своих выходных сигналов относительно входных на величину  $\tau$  (выбирается в диапазоне 1–3 мс). Коэффициенты усиления усилителей 7, 26, 38, 48 определяются соответственно формулами:

$$K_{48} = \frac{2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau}{\omega_p^2 \cdot \tau^2 + 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4};$$

$$K_7 = - \frac{2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau}{\omega_p^2 \cdot \tau^2 + 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4};$$

$$K_{38} = \frac{2 \cdot \omega_p^2 \cdot \tau^2 - 8}{\omega_p^2 \cdot \tau^2 + 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4};$$

$$K_{26} = \frac{\omega_p^2 \cdot \tau^2 - 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4}{\omega_p^2 \cdot \tau^2 + 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4};$$

где  $\omega_{\Pi}$  – полоса фильтрации, выбирается в диапазоне 4–6 Гц;  $\omega_p$  – центральная (резонансная) частота полосы фильтрации, изменяется в процессе работы ФЧФ в диапазоне 7–13 Гц в зависимости от частоты доминирующего альфа-ритма по алгоритму, описанному ниже.

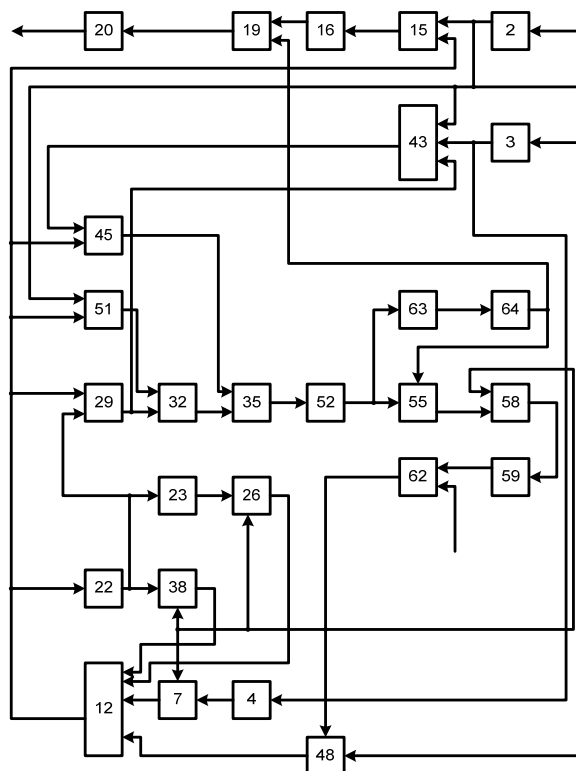


Рис. 1. Блок-схема фазочувствительного фильтра: 2 – электроэнцефалограф; 12, 15, 29, 35, 43, 51, 58, 62 – сумматоры; 3, 4, 22, 23, 59 – линии задержки; 7, 26, 38, 46 – усилители с регулируемым коэффициентом усиления; 16 – блок анализа; 19 – блок управления; 20 – фотостимулятор; 32, 45 – фазовые детекторы; 52 – усилитель; 63 – сглаживающий фильтр; 64 – пороговое устройство; 55 – блок переключения

Поскольку частота сигнала анализируемых компонентов вызванных потенциалов лежит за пределами полосы фильтрации  $\omega_{\Pi}$ , на выходе ФЧФ присутствует только альфа-ритм – сигнал  $U_{12}$ .

Резонансная частота ФЧФ в общем случае не совпадает с частотой альфа-ритма, поэтому сигнал  $U_{12}$  либо «отстает» от сигнала  $U_2$ , либо его «опережает» в прохождении нулевых, максимальных и минимальных значений в соответствии с фазовочастотной характеристикой. Сумматор 29, на входы которого поступают выходной сигнал сумматора 12 и он же после линии задержки 22, формирует сигнал  $U_{29} = U_{12} - U_{22}$ , который пересекает нулевые значения в те моменты времени, когда сигнал  $U_{12}$  достигает максимальных и минимальных значений. Сумматор 51 формирует сигнал релейной формы

$$U_{51} = A \operatorname{sign}(U_2) - A \operatorname{sign}(U_{12}).$$

где  $A=1$ ,  $\operatorname{sign}(x)$  – функция знака числа  $x$ .

Ширина импульсов сигнала  $U_{51}$  равна промежуткам времени между моментами прохождения нулевых значений сигналами  $U_2$  и  $U_{12}$ . Аналогичный сигнал, ширина импульсов которого равна промежуткам времени между моментами прохождения максимальных и минимальных значений сигналами  $U_2$  и  $U_{12}$  формирует сумматор 42 по формуле

$$U_{42} = A \operatorname{sign}(U_2 - U_3) - A \operatorname{sign}(U_{29}).$$

Фазовые детекторы 32 и 45 формируют соответственно релейные сигналы  $U_{32}$  и  $U_{45}$  по формулам

$$\begin{aligned} U_{45} &= U_{42} A \operatorname{sign}(U_{12}); \\ U_{32} &= U_{51} A \operatorname{sign}(U_{29}). \end{aligned}$$

Сумматор 35 осуществляет алгебраическое суммирование сигналов  $U_{32}$  и  $U_{45}$  по формуле

$$U_{35} = U_{45} - U_{32}.$$

На сглаживающий фильтр 63 поступает выходной сигнал сумматора 35:

$$U_{63} = W(p) U_{35},$$

где  $W(p)$  – передаточная функция сглаживающего фильтра,

$$W(p) = 1 / (Tp + 1),$$

$$T = 0,05 \text{ с.}$$

Пороговое устройство 64 выдает релейный сигнал при снижении скорости изменения центральной частоты фильтрации ниже определенного предела

$$U_{64} = 0, \text{ если } U_{64} > U_{\text{ПОР}};$$

$$U_{64} = 1, \text{ если } U_{64} < U_{\text{ПОР}},$$

где  $U_{\text{ПОР}} = 0,01$ .

Усилитель 53 масштабирует выходной сигнал сумматора 35 в соответствии со временем запаздывания  $\tau$ :

$$U_{53} = K_{53} U_{35},$$

где  $K_{53} = 200 \tau$ .

Блок переключения 55 обнуляет сигнал управления центральной частотой фильтрации

$$U_{55} = U_{53}, \text{ если } U_{64} = 1;$$

$$U_{55} = 0, \text{ если } U_{64} = 0.$$

Сумматор 59, линия задержки 60 и сумматор 63 обеспечивают в совокупности накопление (с учетом знака) сигнала  $U_{55}$  с запоминанием результата на выходе сумматора 62. Подаваемое на второй вход постоянное напряжение обеспечивает определенное значение  $\omega_{pn}$  – начального значения резонансной частоты (выбирается в диапазоне 6–8 Гц), так что

$$\omega_p = \omega_{pn} + U_{60}$$

В соответствии с текущим значением резонансной частоты  $\omega_p$  определяются значения коэффициентов усиления  $K_7$ ,  $K_{26}$ ,  $K_{38}$  и  $K_{48}$  усилителей 7, 26, 38, 48. При этом полоса пропускания фильтра  $\omega_{\Pi}$  остается постоянной, что обеспечивает постоянный наклон фазово-частотной характеристики независимо от резонансной частоты, устойчивость процесса регулирования и минимальные искажения при фильтрации альфа-ритма. При сближении резонансной частоты фильтра с частотой альфа-ритма в выходном сигнале второго сумматора  $U_{15}$  останется только сигнал вызванного потенциала, что позволит выделить среднелатентный и длиннolatентный вызванный потенциал по одной реализации от единичного воздействия стимула. Для подавления высокочастотной составляющей разностного сигнала используется цифровой фильтр (рис. 2), параметры которого были подобраны по результатам оптимизации, с целью обеспечения оптимального

соотношения положительных и отрицательных пиков ВП. При этом амплитудные соотношения достаточно сильно искажаются, но обеспечивается автоматическое выделение максимумов и минимумов в заданных временных интервалах. В данном случае рассматриваются пики N75 и P100, для ЗВП и N200 и P300 для КВП.

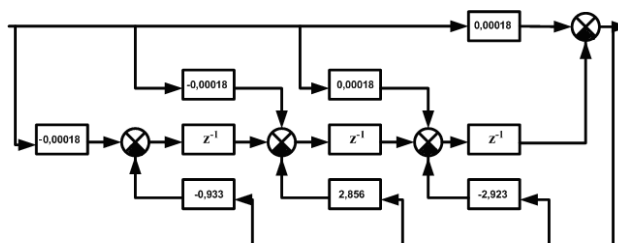


Рис. 2. Схема цифрового фильтра

Результаты представляются в виде псевдотопографических карт, ячейки которых содержат число, соответствующее латентности пика, а также имеют окраску: норма – зеленый цвет, ниже нормы - синий цвет, выше нормы – красный цвет (рис. 3). Расположение ячеек на карте аналогично расположению на скальпе 16 электродов по системе «10–20», лобные сверху, затылочные внизу.

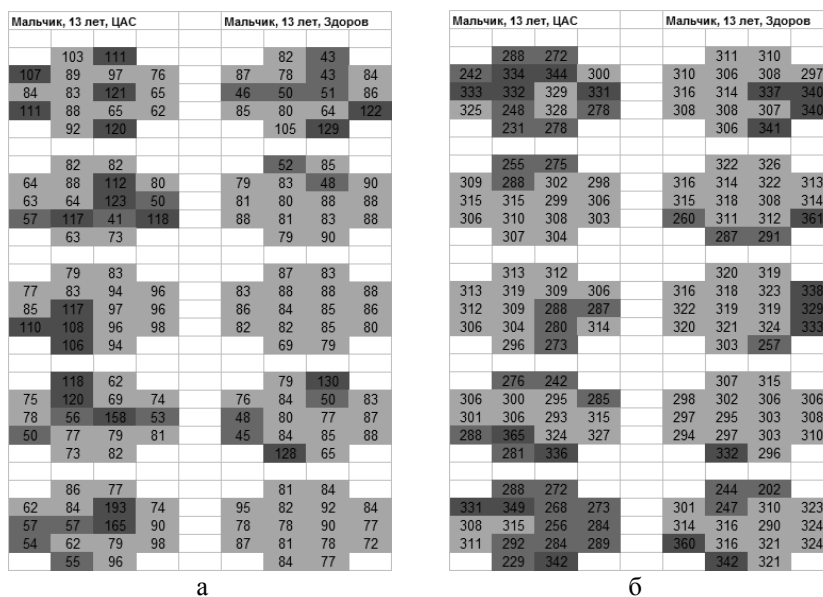


Рис. 3. Топографические карты латентности максимумов: а – зрительных; б – когнитивных вызванных потенциалов

Несмотря на то, что ЗВП регистрируются только в затылочных отведениях, мы приводим на картах латентности вызванной активности в других отведениях, регистрируемых в тех же интервалах времени. Более правомерно приведение таких карт для КВП, однако полученные данные об активности коры головного мозга в среднелатентном интервале представляет, на наш взгляд, определенный интерес.

В качестве примера рассмотрим карты латентности максимумов зрительных и когнитивных ВП двух пациентов одного возраста (13 лет): здоровый мальчик и мальчик с цереброастеническим синдромом (ЦАС).

Видно, что у обоих мальчиков в правом полушарии повышена латентность на первую вспышку света (первый верхний ряд приведенных карт). У больного мальчика латентность повышается в левом полушарии на 3-й вспышке, у здорового, начиная со 2-й, латентность в пределах нормы. Процессы, происходящие в других отведениях, отличаются значительно больше. Отмечается значительная асимметрия у пациента с ЦАС.

Более правомочны такие рассуждения для КВП. У ребенка с ЦАС по мере следования вспышек значительно чаще наблюдаются опережающие норму реакции при значительно большей межполушарной асимметрии. Здоровый ребенок в целом гораздо больше соответствует норме и демонстрирует стабильность в показателях.

Приведенные результаты отображают в том числе методику обработки ЭЭГ при воздействии единичных стимулов, которую предполагается использовать при проведении опытов с когнитивной нагрузкой. Разработан когнитивный стимулятор, предъявляющий пациенту вербальные и знаковые стимулы (например, слова «вверх», «вниз», «влево», «вправо», порядковые числительные, геометрические фигуры и цвета спектра). Предполагается выделить признаки распознаваемых стимулов для построения нейроинтерфейса.

Таким образом, предложена структура и параметры динамической системы, осуществляющей автоматическое слежение за частотой доминирующего ритма ЭЭГ и доказана возможность выделения единичного отклика ЦНС на афферентный стимул. Полученные реализации показали большую вариабельность латентности ответов ЦНС по зонам коры, последовательности стимулов у больных и здоровых пациентов. Впервые получена возможность сопоставления зрительных и когнитивных вызванных потенциалов в одной реализации.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Мишина Л.М., Индюхин А.А., Индюхин А.Ф., Тархов Н.С. Подсистема электроэнцефалографической диагностики эпилепсии // Медицинская техника. – 2012. – № 1 (271). – С. 22-25.
2. Коржук Н.Л. Способ электроэнцефалографической диагностики неврологических нарушений // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2010. – № 8 (109). – С. 121-127.
3. Жеребцова В.А. Способ диагностики длиннолатентного вызванного потенциала мозга и устройство для его осуществления / В.А. Жеребцова, А.Ф. Индюхин, Э.М. Соколов, А.А. Хадарцев, В.П. Васильев, В.И. Морозов // Патент РФ № 2240036 от 20.11.2004 г.
4. Опыт применения вызванных потенциалов в клинической практике / Под ред. В.В. Гнездицкого, А.М. Шамшиновой. – М.: АОЗТ «Антидор», 2001. – 480 с.

Статью рекомендовал к опубликованию к.т.н. В.И. Морозов.

**Индюхин Алексей Алексеевич** – Тульский государственный университет Институт высокоточных систем им. В.П. Грязева; e-mail: induke705@mail.ru; 300041, г. Тула, ул. Демонстрации, 12, кв. 43; тел.: 84872350552, 84872301016; кафедра приборов и биотехнических системы факультета САУ; аспирант.

**Томашвили Анна Валерьевна** – e-mail: tomashvili\_anna@mail.ru; 300600, г. Тула, пр. Ленина, 95; кафедра приборов и биотехнических системы факультета САУ; аспирант.

**Indyukhin Alexey Alekseevich** – The Tula State University Institute of Precision Systems by V.P. Grjazev; e-mail: induke705@mail.ru; 12, Demonstration street, ap. 43, Tula, 300041, Russia; phones: +74872350552, 84872301016; the department of devices and biotechnical systems of faculty SAU; postgraduate student.

**Tomashvili Anna Valeryevna** – e-mail: tomashvili\_anna@mail.ru; 95, Lenin av., Tula, 300600, Russia; the department of devices and biotechnical systems of faculty SAU; postgraduate student.