

Иллюзорное перемещение сверху вниз сопровождалось увеличением смещения ЦД по сагитале ($MOy = 164,8 \pm 15,9 \%$). У детей 3–4 лет в пробах ОГ на устойчивой опоре значения параметров смещения ЦД достоверно превышали уровень взрослых. MOx колебался в пределах 1,2 – 7,9 мм, MOy – 1,3–8,9 мм, Qx – 2,4–7,5 мм, Qy – 4,1–7,9 мм, $V_{ср}$ составляла 11–24 мм/с. У 50 % обследованных 3–4 леток закрывание глаз сопровождалось повышением устойчивости ($MOx=60, \pm 5 \pm 7,3 \%$, $MOy=55,1 \pm 5,8 \%$, $V_{ср}$ практически не менялась), что согласуется с данными С Marucchi (1986г.) о наличии большого процента «постурально слепых» детей до 7 лет. Предъявление ДВС таким детям практически не сказывалось на устойчивости поддержания вертикальной позы. У детей с более зрелой центральной сенсомоторной интеграцией в пробах ГЗ, как и у взрослых, наблюдалось увеличение MOx , MOy и $V_{ср}$. Иллюзорные перемещения, вызванные движением полос справа налево, и сверху вниз приводили к повышению MOx до $152,4 \pm 16,3 \%$, а MOy $175,8 \pm 20,9 \%$, $V_{ср}$ колебалась в пределах 106–120 % от значений в пробах с ОГ. У детей 5 – 7 лет, с возрастом, наблюдалось снижение воздействия ДВС на устойчивость стояния. В пробах с ЗИ у них наблюдалось значительное увеличение всех параметров смещения ЦД.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. E. Gurfinkel et all. Postural regulation of man, Moscow, 1965 (en russe).
2. M. Guerraz, L. Yardley, P. Bertholon, et al. Visual vertigo: symptom assessment, spatial orientation and postural control, Brain, 124, No. 8, 2001, pp. 1646–1656.
3. Collins J., De Luca C. J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms, Exp. Brain Res., 103, No. 1, 1995, pp. 151–163.
4. B.S. Smetanin et all. Specific and nonspecific visual influences on stability of vertical posture of man, Neurophysiology, 36, No 1, 2004, 65–72.

УДК 612.833

П.А. Мармалюк, Л.С. Куравский, Н.В. Холмогорова

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЧАСТОТНОГО АНАЛИЗА СТАБИЛОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА ДЛЯ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Стабилографический метод исследования становится в последние годы одним из наиболее перспективных и эффективных способов оценки функционального состояния человека и медицинской диагностики, что обусловлено чувствительностью спектральных характеристик стабิโลграмм к проявлениям утомления, эмоционального напряжения, а также заболеваний психогенной (истерия, депрессия, нервный тик) и органической (болезнь Паркинсона, гемипарез и т.д.) природы. Несмотря на многолетнее использование стабิโลграфов в практической деятельности медиков, физиологов [1–4,7], психологов и логопедов, к настоящему времени не было создано специализированное программное обеспечение, позволяющее вычислять и анализировать частотные характеристики стабิโลграфических показателей с целью оценки состояний человека и их классификации, с интерфейсом, адаптированным для данного класса задач.

В работе рассматриваются принципы построения, особенности программной реализации и результаты практического применения специализированного программного обеспечения для анализа стабิโลграфических данных. Разработанные средства позволяют:

1) проводить классический цифровой спектральный анализ стабิโลграфических сигналов (рис. 1) с вычислением характерных маркерных показателей, принятых в постурологии, используя средства для устранения шумовых составляющих, с целью получения пи-

лотной оценки общего частотного состава сигнала и выявления степени значимости его составляющих;

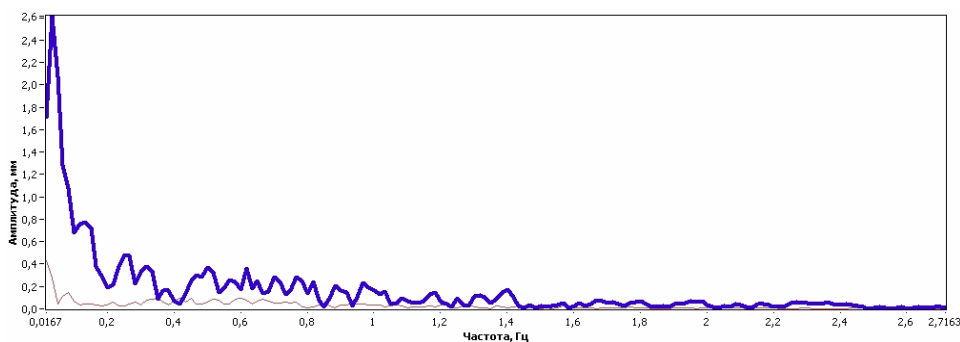


Рис. 1. Характерная форма спектра стабилографического сигнала

2) строить трёхмерные диаграммы, представляющие динамику изменения во времени спектральных плотностей нестационарных стабилографических сигналов (рис. 2), варьируя параметры цифровых преобразований исследуемых данных, что позволяет исследовать закономерности эволюции оценок спектральных плотностей в заданных частотных и временных интервалах и взаимные связи их составляющих (с целью сопоставления допускается одновременный просмотр двух диаграмм, полученных для различных проб);

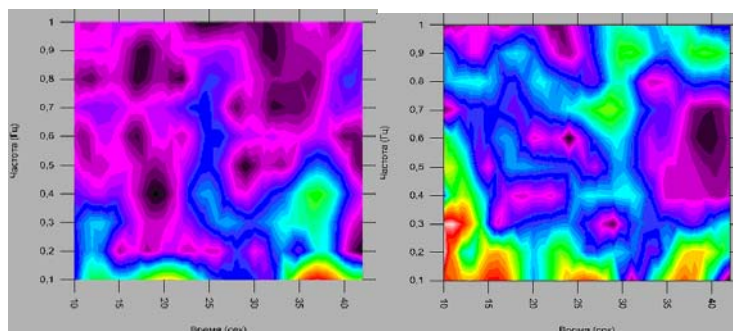


Рис. 2. Поверхности уровня, представляющие динамику изменения спектральных плотностей во времени

3) исследовать временную динамику заданных спектральных составляющих стабилографического сигнала (рис. 3) и их сопоставление с установленным пороговым уровнем (этот метод удобен для выявления взаимосвязей между составляющими сигнала, но не дает полного представления о динамике процесса);

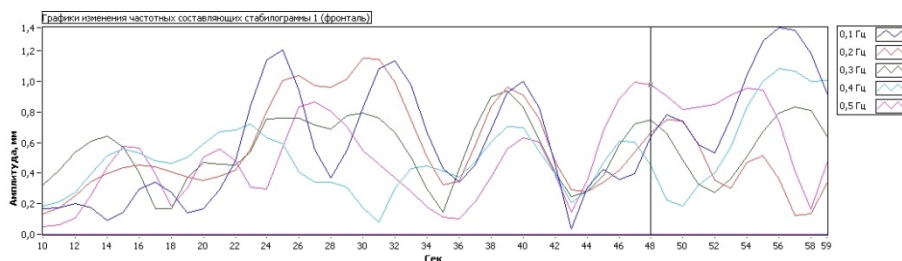


Рис. 3. Графики изменения заданных спектральных составляющих во времени (сечения по частоте)

4) строить вейвлет-диаграммы, включая их бинарные представления для пороговых уровней, заданных для различных частотных интервалов (рис. 4), и проводить вейвлет-фильтрацию исходного сигнала с целью отсекаания шумовых составляющих, не представляющих интереса для исследования.

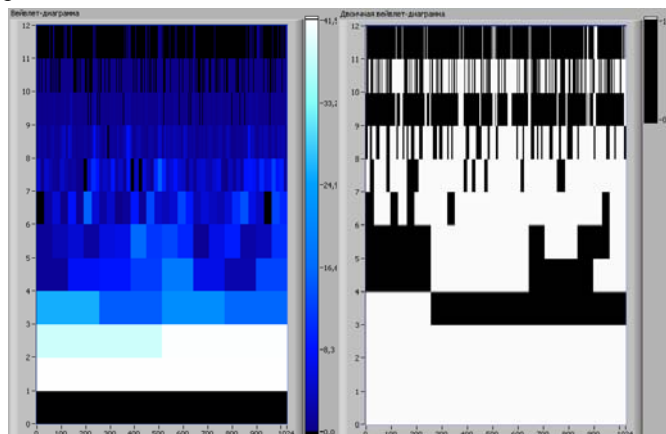


Рис. 4. Вейвлет-диаграмма и её бинарное представление для заданных пороговых значений

Для обеспечения сопутствующего статистического анализа полученных стабильграмм, спектральных характеристик в различных формах представления, вейвлет-диаграмм и другой полезной информации реализовано преобразование указанных данных в формат электронной таблицы Excel.

Бинарные представления вейвлет-диаграмм используются для диагностики патологических состояний [5] по результатам стабильграфического исследования с помощью релаксационных нейронных сетей (рис. 5).

Процедура распознавания последовательно выполняется для оцифрованных временных реализаций заданной фиксированной продолжительности, выделенных из анализируемого стабильграфического сигнала. После каждого выполнения указанной процедуры начало исследуемой реализации смещается вдоль этого сигнала на достаточно малый временной шаг (таким образом, рассмотренный фрагмент «скользит» от начала к концу). Частоты дискретизации эталонных образцов и анализируемого сигнала должны совпадать. На первом этапе распознавания очередная



Рис. 5. Процедура распознавания

обрабатываемая реализация преобразуется в соответствующее бинарное представление (при некоторых схемах распознавания этот этап может быть опущен).

Полученное представление затем подается на вход асинхронной сети Хопфилда с дискретными состояниями и временем или сети Хэмминга, чьи весовые коэффициенты вычислены в соответствии с имеющимися эталонными образцами аномалий, а также образцами сигналов, характерных для нормального состояния испытуемых. После циклических вычислений корректно настроенная сеть Хопфилда сходится к так называемому аттрактору, который является предельной точкой в пространстве допустимых выходных сигналов и представляет собой некоторый восстановленный эталонный образец, ближайший к входному сигналу. В свою очередь, сеть Хэмминга сходится к номеру ближайшего эталонного образца непосредственно. На последнем этапе происходит идентификация состояния испытуемого по выходному сигналу, к которому сошлась сеть, после чего начало анализируемого участка сдвигается на заданный временной шаг, и процедура распознавания повторяется. Таким образом, сходство с одним из заданных эталонных образцов определяется нахождением в соответствующей области притяжения в пространстве допустимых представлений входного сигнала [6].

Представленная технология приспособлена для распознавания состояния диагностируемой системы по пространственному распределению наблюдаемых сигналов (одновременно по всем отведениям). Для этого организуется двухуровневое распознавание с использованием сетей Хэмминга с радиальными базисными элементами и экспоненциальными функциями активации (рис. 6).

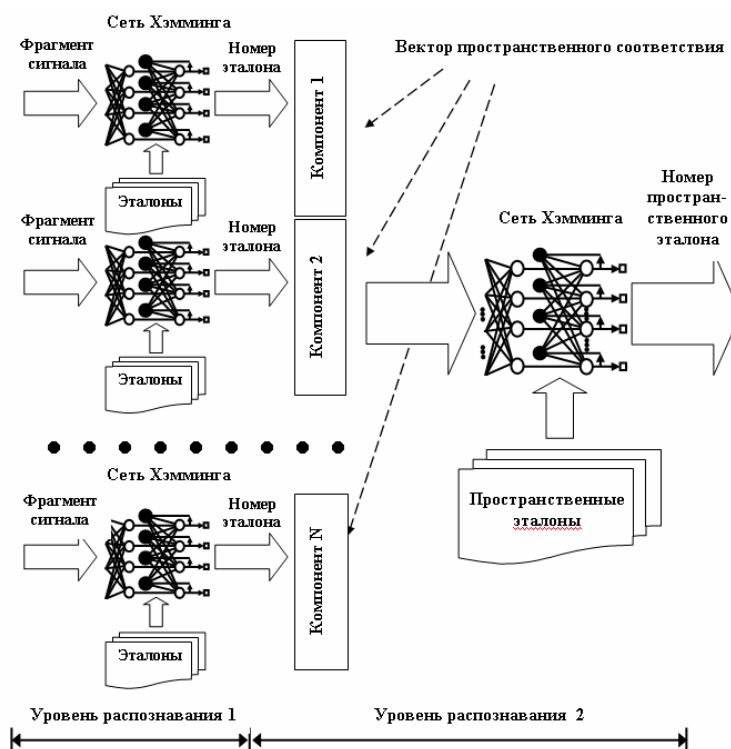


Рис. 6. Двухуровневое распознавание с использованием сетей Хэмминга с радиальными базисными элементами и экспоненциальными функциями активации

На первом (локальном) уровне распознавания выявляются степени близости анализи-

руемых фрагментов к эталонам для каждого отведения в отдельности. По результатам сравнений формируется так называемый вектор пространственного соответствия, каждый компонент которого содержит информацию о номере наиболее близкого эталона и степени близости к нему.

Полученные векторы пространственного соответствия сравниваются с пространственными эталонными образцами – образцами второго (глобального) уровня распознавания. Каждый из них представляет пространственное распределение соответствия образцам первого уровня, характерное для определенной патологии. Выявление номера наиболее подходящего образца, как и на первом уровне распознавания, производится с помощью сети Хэмминга, после чего делается окончательное заключение о наличии или отсутствии в анализируемых данных информации о патологии. Рассмотренная технология позволяет накапливать данные, отражающие изменение индивидуальных образцов путем создания «банка эталонных сигналов».

Рассмотренная технология была реализована в среде графического программирования LabVIEW и применена для выявления особенностей спектра стабิโลграмм здоровых взрослых и детей в возрасте от 3 до 7 лет, а также лиц с болезнью Паркинсона и детей, страдающих аутизмом (рис. 7–9).

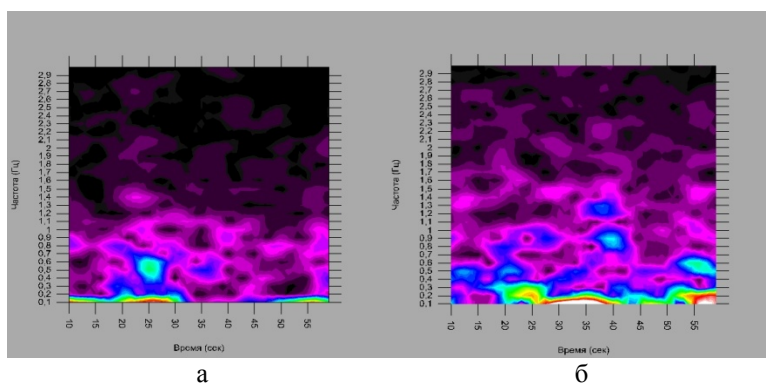


Рис. 7. Поверхности уровня изменения моментальных спектров во времени для фронтальной (а) и сагиттальной (б) составляющих стабิโลграфического сигнала для пробы Ромберга ребенка трех лет

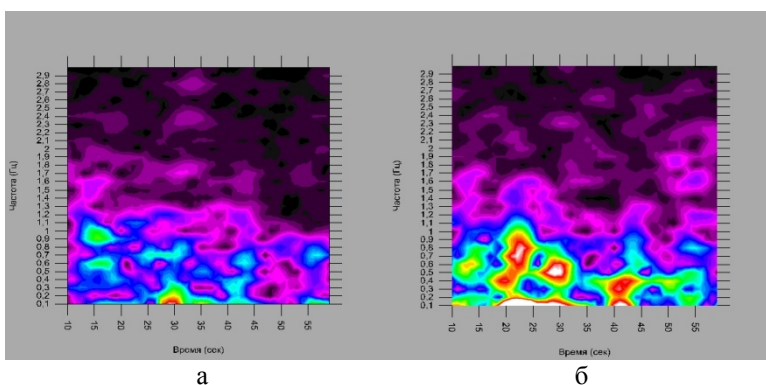


Рис. 8. Поверхности уровня изменения моментальных спектров во времени для фронтальной (а) и сагиттальной (б) составляющих стабิโลграфического сигнала для пробы Ромберга здорового взрослого человека

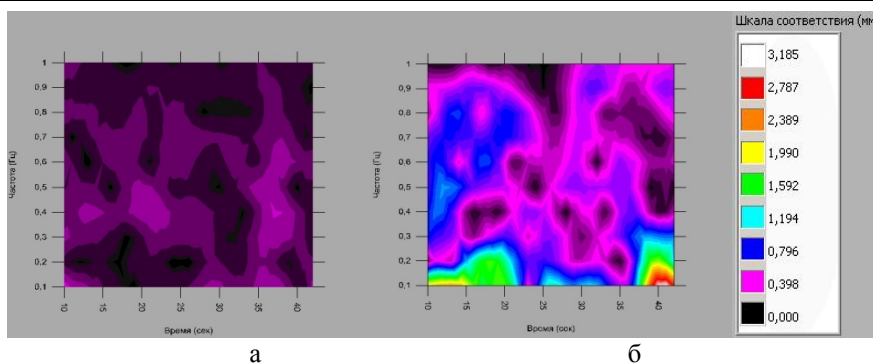


Рис. 9. Поверхности уровня изменения моментальных спектров во времени фронтальных стабилограмм для пробы Ромберга здорового взрослого человека (а) и больного паркинсонника (б). Справа дана шкала соответствия цветов и значений поверхностей

Регистрация стабилограмм осуществлялась с помощью компьютерного стабилографического комплекса «Стабилан-01-2.16» производства ОКБ «РИТМ». Исследованная выборка испытуемых включала 22 здоровых взрослых от 18 до 25 лет, 48 здоровых детей от 3 до 7 лет, 4 больных с диагнозом болезнь Паркинсона и 12 детей в возрасте от 3 до 7 лет, страдающих аутизмом. У всех испытуемых регистрировали сагиттальную и фронтальную стабилограммы в пробе Ромберга и стоя с открытыми глазами в ортоградной позе. Длительность регистрации сигнала составила 45 с.

Проведенные исследования подтвердили, что разработанное программное обеспечение может быть использовано для проработки возрастных особенностей (рис. 7, 8) и диагностики патологий функционального состояния (рис. 9) человека.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Gurfinkel V.S. Physical foundations of stabilography. *Agressologie*, 14, 1973 pp. 9–14
2. Gurfinkel V.S. Muscle afferentation and postural control in man, *Agressologie*, 14, 1973, pp. 1–18.
3. Gurfinkel V.S., Elner A. M. The relation of stability in a vertical posture to respiration in focal cerebral lesions of different etiology. *Neuropathol. Psychi.*, 58, pp. 1014–1018, 1968 (en russe).
4. Gurfinkel V.S. et al, *Postural regulation of man*, Moscow, 1965 (en russe).
5. Kuravsky L.S., Baranov S.N. and Kravchuk T.E. "Structure condition diagnostics based on the wavelet transform and relaxation networks", *Proc. Condition Monitoring 2005*, Cambridge, UK, 2005, pp.119–126.
6. Kuravsky L.S., Baranov S.N. "Technical diagnostics and monitoring based on capabilities of wavelet transforms and relaxation neural networks", *Insight*, v. 50, №. 3, 2008, pp. 127–132.
7. Pierre-Marie GAGEY /Amplitude of postural sway in the 0.2 Hertz frequency band. – Institut de Posturologie, Paris, 1995, 27 p.

616.281 – 612.68

М.И. Говорун, И.Г. Козина

ОПТИМИЗАЦИЯ ПЛАНА ОБСЛЕДОВАНИЯ БОЛЬНЫХ С ПЕРИФЕРИЧЕСКИМИ ЛАБИРИНТНЫМИ СИНДРОМАМИ

Чувство равновесия – это одно из наиболее древних приобретений человека в процессе его развития. Значение вестибулярного анализатора в жизнедеятельности людей огромно,