

3. Shen F.H., Smartzis D., Andersson G.B. Nonsurgical management of acute and chronic low back pain // J.Am. Acad. Orthop. Surg. 2006. Vol. 8. P. 477–487.

4. For the COST B13 Working Group on European Guidelines for Prevention in Low Back Pain: How to prevent low back pain / A.K. Burton, F. Balague, G. Cardon [et al.] // Best Pract. Res. Clin. Rheumatol. 2005. Vol. 19. P. 541–555.

5. Russo R.B. Diagnosis of low back pain: role of imaging studies // Clin. Occup. Environ. Med. 2006. Vol. 5. P. 571–589.

6. Visual analogue scale (VAS): Scales and scores in neurology // Quantification of neurological deficits in research and practice / H. Masur, K. Papke, S. Althoff [et al.]. Thieme Stuttgart; New York, 2004. P. 94.

7. Андреева Г.О. Комплексная терапия невротических нарушений у больных с хроническими компрессионно-ишемическими невропатиями // Ежегодные Давиденковские чтения: Всерос. науч.-практ. конф. «Сосудистые заболевания нервной системы»: сб. материалов конф. СПб.: Человек и его здоровье, 2011. С. 184–185.

8. Ханин Ю.Л. Краткое руководство к применению шкалы реактивной и личностной тревожности Ч.Д. Спилбергера. Л.: ЛНИИ ФК, 1976. 18 с.

9. An inventory for measuring depression / A.T. Beck, C.H. Ward, M. Mendelson [et al.] // Archives of general psychiatry. 1961. Vol. 4. P. 561–571.

10. The multidimensional fatigue inventory (MFI) psychometric qualities of an instrument to assess fatigue / E.M. Smets, B. Garssen [et al.] // J. Psychosom. Res. 1995. Vol. 39. P. 315–325.

11. Василенко А.М. Нейроэндокриноиммунология боли и рефлексотерапия // Рефлексотерапия. 2004. № 1 (08). С. 7–19.

12. Игнатов Ю.Д., Качан А.Т., Васильев Ю.Н. Акупунктурная анальгезия: эксперим.-клин. аспекты. Л.: Наука, 1990. 256 с.

13. Табеева Д.М. Практическое руководство по иглорефлексотерапии: учебн. пособие. 2-е изд., испр. и доп. М.: МЕДпресс-информ, 2004. 440 с.

Translit

1. Odinak M.M., Zhivolupov S. A. Zabolevanija i travmy perifericheskoj nervnoj sistemy (obobwzenie klinicheskogo i

jeksperimental'nogo opyta): ruk-vo dlja vrachej. SPb.: SpecLit, 2009. 367 s.

2. Haldeman S., Dagenais S. What have we learned about the avoidance-informed management of chronic low back pain? // The Spine J. 2008. Vol. 8. P. 266–277.

3. Shen F.H., Smartzis D., Andersson G.B. Nonsurgical management of acute and chronic low back pain // J.Am. Acad. Orthop. Surg. 2006. Vol. 8. P. 477–487.

4. For the COST B13 Working Group on European Guidelines for Prevention in Low Back Pain: How to prevent low back pain / A.K. Burton, F. Balague, G. Cardon [et al.] // Best Pract. Res. Clin. Rheumatol. 2005. Vol. 19. P. 541–555.

5. Russo R.B. Diagnosis of low back pain: role of imaging studies // Clin. Occup. Environ. Med. 2006. Vol. 5. P. 571–589.

6. Visual analogue scale (VAS): Scales and scores in neurology // Quantification of neurological deficits in research and practice / H. Masur, K. Papke, S. Althoff [et al.]. Thieme Stuttgart; New York, 2004. P. 94.

7. Andreeva G.O. Kompleksnaja terapija nevroticheskikh narushenij u bol'nyh s hronicheskimi kompressionno-ishemicheskimi nevropatijami // Ezhegodnye Dавиденковские чтения: Всерос. науч.-практ. конф. «Сосудистые заболевания нервной системы»: сб. материалов конф. СПб.: Человек и его здоровье, 2011. С. 184–185.

8. Hanin Ju.L. Kраткое руководство к применению шкалы реактивной и личностной тревожности Ч.Д. Спилбергера. Л.: ЛНИИ ФК, 1976. 18 с.

9. An inventory for measuring depression / A.T. Beck, C.H. Ward, M. Mendelson [et al.] // Archives of general psychiatry. 1961. Vol. 4. P. 561–571.

10. The multidimensional fatigue inventory (MFI) psychometric qualities of an instrument to assess fatigue / E.M. Smets, B. Garssen [et al.] // J. Psychosom. Res. 1995. Vol. 39. P. 315–325.

11. Vasilenko A.M. Neirojendokrinoimmunologija boli i refleksoterapija // Refleksoterapija. 2004. № 1 (08). С. 7–19.

12. Ignatov Ju. D., Kachan A. T., Vasil'ev Ju. N. Akupunkturnaja analgezija: jeksperim.-klin. aspekty. L.: Nauka, 1990. 256 s.

13. Tabeeva D.M. Prakticheskoe rukovodstvo po iglorefleksoterapii: uchebn. posobie. 2-e izd., ispr. i dop. M.: MEDpress-inform, 2004. 440 s.

УДК 621.3.082.9

Оригинальная статья

ВОЗМОЖНОСТИ РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДОВ АВТОМАТИЧЕСКОГО РАСПОЗНАВАНИЯ СТАДИЙ СНА

О.И. Антипов — ФГБОУ ВПО Поволжский гос. ун-т телекоммуникаций и информатики, старший научный сотрудник кафедры основ конструирования и технологий радиотехнических систем, доктор технических наук; **А.В. Захаров** — ГБОУ ВПО Самарский ГМУ Минздравсоцразвития России, ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии, кандидат медицинских наук; **И.Е. Повереннова** — ГБОУ ВПО Самарский ГМУ Минздравсоцразвития России, заведующая кафедрой неврологии и нейрохирургии, профессор, доктор медицинских наук; **В.А. Неганов** — ФГБОУ ВПО Поволжский гос. ун-т телекоммуникаций и информатики, заведующий кафедрой основ конструирования и технологий радиотехнических систем, профессор, доктор технических наук; **А.Е. Ерофеев** — Самарская областная клиническая больница им. М.И. Калинина.

FEATURES OF DIFFERENT METHODS OF AUTOMATIC RECOGNITION OF SLEEP STAGES

O. I. Antipov — Povolzhskiy State University of Telecommunication and Information Technology, Department of Radio Systems Design and Technology, Senior Researcher, Doctor of Technical Science; **A. V. Zakharov** — Samara State Medical University, Department of Neurology and Neurosurgery, Teaching Assistant, Candidate of Medical Science; **I. E. Poverennova** — Samara State Medical University, Head of the Department of Neurology and Neurosurgery, Professor, Doctor of Medical Science; **V. A. Neganov** — Povolzhskiy State University of Telecommunication and Information Technology, Head of the Department of Fundamentals of Radio Systems Design and Technology, Professor, Doctor of Technical Science; **A. E. Yerofeyev** — Samara Regional Clinical Hospital n.a.M.I. Kalinin.

Дата поступления — 25.05.2012 г.

Дата принятия в печать — 28.05.2012 г.

Антипов И.Е., Захаров А.В., Повереннова О.И., Неганов В.А., Ерофеев А.Е. Возможности различных методов автоматического распознавания стадий сна // Саратовский научно-медицинский журнал. 2012. Т. 8, № 2. С. 374–379.

Цель: рассмотреть информативность применения различных фрактальных методов детерминированного хаоса к автоматизированному распознаванию фаз сна по компьютерным электроэнцефалограммам (ЭЭГ). **Методы.** Использован метод нормированного размаха Хёрста, метод расчета корреляционного интеграла Грассбергера — Прокаччия и метод аппроксимационной энтропии. **Результаты.** Показано, что, используя данные методы, при соответствующем подборе параметров самих методов, с помощью необходимой нормировки исходных данных и усреднения результатов можно получить гипнограмму, имеющую полное совпадение определяемых фаз сна для половины эпох, регистрируемых на ЭЭГ. **Заключение.** Современные методики автоматического распознавания стадий сна на основе детерминированного хаоса позволяют значительно сократить время ин-

терпретации полисомнографической записи и уменьшить количество каналов, по которым производится регистрация параметров сна.

Ключевые слова: детерминированный хаос, полисомнография, электроэнцефалография.

Antipov O.I., Zakharov A.V., Poverennova I.E., Neganov V.A., Erofeev A.E. Facilities of different methods of automatic recognition of sleep stages // Saratov Journal of Medical Scientific Research. 2012. Vol. 8, № 2. P. 374–379.

The goal of the research is to consider the information content in application of different fractal methods of deterministic chaos to the automated recognition of sleep phases in computer electroencephalogram (EEG). The Hurst normalized range method, the method of calculating of Grassberger — Procaccia correlation integral and the approximated entropy method are used during the research. The research reveals that a hypnogram can be obtained. It's possible if appropriate parameters of the methods indicated above are used, as well as the necessary normalization of the original data and averaging the results. A hypnogram has a total coincidence of defined sleep phases for half of the epochs which are recorded on EEG. Current methods of automatic recognition of sleep stages based on the deterministic chaos allow to reduce significantly the time of interpretation of polysomnographic recording and reduce the number of channels through which parameters of sleep are registered.

Key words: determined chaos, polysomnography, electroencephalography.

Введение. Состояние сна является неотъемлемой частью человеческого существования, и его расстройства отражаются на всех сферах деятельности человека — социальной и физической активности, познавательной деятельности и др. [1]. Сон занимает более трети времени человеческой жизни. Физиологически сон неоднороден и имеет характерную структуру [2]. Он включает в себя различные функциональные состояния — фазы и стадии, чередующиеся в определенной последовательности и образующие циклы сна. Нарушение естественных циклов сна является признаком расстройств сна, которые, в свою очередь, могут иметь серьезные негативные последствия для организма, такие, как сниженная работоспособность, утомляемость, нарушения деятельности сердечно-сосудистой и центральной нервной систем. Своевременное диагностирование расстройств сна может выявить и предупредить развитие многих серьезных заболеваний. Во время сна могут зародиться или, наоборот, облегчаться многие патологические процессы, поэтому в последние годы значительное развитие получила медицина сна, изучающая особенности патогенеза, клиники и лечения патологических состояний, возникающих в период сна и оказывающих значительное влияние на функционирование организма в дневное время.

Такая патология, как инсомния, является самым распространенным нарушением сна. В популяции инсомния встречается в 13–65%, а для 12–22% людей является клинической проблемой. Для объективного изучения сна и его нарушений используется полисомнография — метод, включающий параллельную регистрацию электрофизиологических сигналов, таких, как электроэнцефалограмма (ЭЭГ), электроокулограмма (ЭОГ) и электромиограмма (ЭМГ).

Общепринятая система классификации стадий сна была разработана Рехчаффеном и Кейлсом в 1968 г. Согласно данному методу, эксперт вручную анализирует записи электрофизиологических параметров, длительность которых в среднем составляет 8 часов. Для каждого тридцатисекундного отрезка записи последовательно рассчитываются характеристики, на основании которых принимается решение об отношении рассматриваемого участка к той или иной стадии сна. Метод построения гипнограмм по правилам Рехчаффена и Кейлса является до сих пор наиболее распространенным и общепринятым, однако он имеет ряд существенных ограничений, а именно: высокая трудоемкость и субъективность оценки, что приводит

порой к значительным расхождениям показателей одной и той же гипнограммы при расшифровке двумя разными специалистами. Допустимый предел расхождения на данный момент принято считать не более 20% в 8-часовой записи. Поэтому в настоящее время существует необходимость в разработке объективных автоматизированных методов распознавания стадий сна, которые в совокупности с прибором для регистрации электрофизиологических сигналов образуют систему для доступной диагностики расстройств сна.

Данная задача решалась отдельными авторами [3, 4], однако фрактальные меры детерминированного хаоса использовались ими только лишь для сегментации ЭЭГ на стационарные участки по методу расчета фрактальной размерности Хигучи [5, 6, 7]. Сама же задача распознавания стадий сна решалась с помощью исследования фаз сна по ЭЭГ человека на основе скрытых моделей Маркова [5, 8].

Цель: определение стадий сна по фрактальному анализу биоэлектрической активности, регистрируемой по ЭЭГ-каналу.

Методы. Метод нормированного размаха Хёрста и его применение к расчету временной выборки ЭЭГ-сигнала. На первом этапе расчета показателя Хёрста находится среднее значение напряжения $\langle U \rangle_N$ за N временных отсчетов:

$$\langle U \rangle_N = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N U(n).$$

Тогда накопившееся отклонение $U(n)$ от его среднего значения $\langle U \rangle_N$ определяется суммой:

$$X(n, N) = \sum_{p=1}^n \{U(p) - \langle U \rangle_N\}.$$

Размах отклонений определяются как

$$R(N) = \max_{1 \leq n \leq N} X(n, N) - \min_{1 \leq n \leq N} X(n, N).$$

Стандартное отклонение можно вычислить по формуле квадратного корня из дисперсии:

$$S(N) = \sqrt{\left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \{U(n) - \langle U \rangle_N\}^2 \right)}.$$

Ответственный автор — Захаров Александр Владимирович.
Адрес: 443095, г. Самара, ул. Ташкентская, 220, кв. 141.
Тел.: +79171620301.
E-mail: zakharov1977@mail.ru

Как показано в работах Хёрста, для большинства временных рядов наблюдаемый нормированный

размах R/S описывается эмпирическим соотношением [9]:

$$R/S = (\alpha N)^H,$$

где H — показатель Хёрста, α — произвольная постоянная. Следует отметить, что размах называется нормированным, поскольку он должен быть разделен на квадратный корень из дисперсии.

Метод восстановления фазового пространства и теорема Такенса. Данный метод восстановления фазового пространства системы был предложен Такенсом. Идея метода состоит в следующем. Любая динамическая система должна через некоторое конечное время принимать положения, сколь угодно близкое к исходному, о чем говорит известная теорема Пуанкаре [11]. Среднее время возврата τ , или цикл Пуанкаре, определяется формулой, предложенной Смолуховским:

$$\tau = t \frac{\sum_{k=1}^{\infty} k P_k}{\sum_{k=1}^{\infty} P_k},$$

где P_k — вероятность возврата системы в исходную область за время kt .

Известно, что величина цикла Пуанкаре для систем из большого числа частиц огромна. Однако стохастическое поведение может возникнуть и в системе, состоящей всего из нескольких степеней свободы; в этом случае время возврата доступно для наблюдения и оценки.

Наличие в системе некоего цикла позволяет при исследовании поступить так же, как и в радиотехнике при обработке узкополосного сигнала, — сдвинуть измеренную последовательность относительно себя на «половину периода». «Периодом» в данном случае является оцененное значение среднего времени возврата τ .

По теореме Такенса (10) можно вычислить корреляционный интеграл (о котором речь пойдет далее) и фрактальную размерность по измерениям временной последовательности лишь одной составляющей. Следуя Такенсу, необходимо сконструировать пространство вложения (или псевдофазовое пространство) с m -мерным вектором по значениям одной физической переменной, взятым со сдвигом τ :

$$X_i = X(t_i) = \{x(t_i), x(t_i - \tau), \dots, x(t_i - (m-1)\tau)\}.$$

Метод Грассбергера — Прокаччи для вычисления корреляционного интеграла. С помощью описанного метода задержек сформируем из исследуемого ряда аттракторы в m -мерных псевдофазовых пространствах для $m=1, 2, 3, \dots$. Далее, для каждого аттрактора в пространстве m рассчитаем корреляционный интеграл по формуле:

$$Ce(\varepsilon, N) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N(N-1)} \sum_i^N \sum_j^N \theta(\varepsilon - |x_i - x_j|), \quad i \neq j,$$

где N — количество точек аттрактора, $|x_i - x_j|$ — абсолютное расстояние между i -ой и j -ой точками аттрактора в m -мерном пространстве, ε — размер разрешающей ячейки, $\theta(\cdot)$ — функция Хевисайда. По сути говоря, $C_e(\varepsilon, N)$ — зависимость количества точек аттрактора в m -мерном пространстве, расстояние между которыми $< \varepsilon$, от размера разрешающей ячейки, отнесенная

к полному количеству пар точек, т.е. $\sim N^2$ (в знаменателе формулы стоит $N(N-1)$, поскольку поставлено условие $i \neq j$). Полученные зависимости $C_e(\varepsilon, N)$ откладываются в двойном логарифмическом масштабе на плоскости (теоретически логарифм может быть по любому основанию, но для наглядности лучше брать по основанию 10). Затем выделяют линейные участки отложенных кривых и по методу наименьших квадратов производят поиск аппроксимирующих их прямых. Для всех полученных кривых $C_e(\varepsilon, N)$ вычисляют первую производную от аппроксимирующих их прямых D_c и откладывают ее как функцию от m . Теоретически производная D_c определяется из предела:

$$D_c = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \lim_{N \rightarrow \infty} \left[\frac{d \lg Ce(\varepsilon, N)}{d \lg \varepsilon} \right].$$

Данный алгоритм вычисления D_c связан с тем, что при сравнительно малых значениях ε должен соблюдаться степенной закон:

$$Ce(\varepsilon, N) \sim \varepsilon^{D_c},$$

где D_c — корреляционная размерность. Поскольку корреляционная размерность идет под индексом $q=2$ в спектре Реньи, то она является нижней оценкой размерности Хаусдорфа — Безиковича (которая идет под индексом $q=0$), так как спектр Реньи является ниспадающим с ростом индекса q .

На полученном графике ищут точку, когда зависимость $D_c(m)$ достигнет насыщения. Значение m точки насыщения будет соответствовать независимой оценке размерности пространства вложения, а значение D_c будет соответствовать корреляционной размерности исследуемого псевдофазового аттрактора восстановленного из исследуемого ряда. Согласно теореме Такенса, эти характеристики отражают соответствующие значения динамической системы, породившей исследуемый ряд. Теоретически точка насыщения является таковой, если полученное значение корреляционной размерности D_c не будет меняться вплоть до $m = \text{int}[2D_c] + 1$ (здесь операция $\text{int}[\cdot]$ подразумевает округление в большую сторону). Соблюдение данного условия гарантирует надежность полученного результата.

Аппроксимационная энтропия. Аппроксимационная энтропия является мерой детерминированного хаоса и предназначена для получения информации о сложности процессов, происходящих в системе на основании коротких временных рядов $X = [x(1), x(2), \dots, x(N)]$, где N — длина исследуемого ряда и составляет примерно от 75 до 5000 отсчетов. Значение аппроксимационной энтропии зависит от размерности псевдофазового пространства m , которое строится по методу Такенса, «фактора фильтрации» r и длины исследуемого ряда N , и определяется из выражения:

$$ApEn(m, r, N) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r).$$

Здесь $\Phi^m(r)$ и $\Phi^{m+1}(r)$ определяются из выражений:

$$\Phi^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \ln(C_i^m(r)),$$

$$\Phi^{m+1}(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \ln(C_i^{m+1}(r)).$$

Как и для корреляционного интеграла, $C_i^m(r)$ и $C_i^{m+1}(r)$ определяются суммами:

$$C_i^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{j=1}^{N-m+1} \theta(r - |\mathbf{x}(i) - \mathbf{x}(j)|),$$

$$C_i^{m+1}(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{j=1}^{N-m} \theta(r - |\mathbf{x}(i) - \mathbf{x}(j)|).$$

В результате определение аппроксимационной энтропии может быть сведено к получению значения $ApEn$ с помощью общего выражения [14]:

$$ApEn(m, r, N) = \frac{1}{N-m} \left[\sum_{i=1}^{N-m} \ln \left(\frac{C_i^m(r)}{C_i^{m+1}(r)} \right) \right]$$

с соответствующим вычислением значений $C_i^m(r)$ и $C_i^{m+1}(r)$ для каждого i .

Результаты и их обсуждение. Для реализации вычислений на компьютере была разработана программа с использованием среды Borland C++ Builder. В результате применения всех перечисленных методов было установлено, что при анализе только лишь одного канала ЭЭГ выявить парадоксальную стадию сна нельзя. Это связано с тем, что значения всех без исключения фрактальных мер, используемых в работе, для фазы с быстрыми движениями глаз (БДГ) совпадают со значениями для поверхностного сна и

для фазы расслабленного бодрствования (РБ), причем между собой I и II стадии сна, а также фаза РБ хорошо дифференцируются. Поэтому, поскольку в данной работе для автоматизированного распознавания фаз сна ставилась цель анализировать только один канал ЭЭГ, было решено проигнорировать наличие фазы с БДГ. Это привело к тому, что на результирующей гипнограмме фаза с БДГ распознавалась программой либо как фаза РБ, либо как I или II стадии сна. В данной работе также не производилось распознавание фаз времени движения (ВД), вызванных двигательными артефактами.

Гипнограммы, полученные с помощью всех трех используемых в данной работе методов, представлены на рис. 1 в виде пунктирных линий. Гипнограмма, сформированная «вручную» специалистами по ЭЭГ, показана на этом же рисунке в виде сплошной линии. По оси абсцисс отложены номера эпох со времени начала регистрации ЭЭГ. По оси ординат отложены следующие фазы: ВД — время движения (нераспознаваемая фаза, связанная с наличием двигательных артефактов, длительность которых составляет минимум 25% времени эпохи), РБ — расслабленное бодрствование, БДГ — фаза с быстрым движением глаз (фаза парадоксального сна), I, II, III, IV — 1, 2, 3 и 4-я фазы сна соответственно.

Как видно из полученных результатов, использование всех трех методов позволило оценить общую картину сна, поскольку четко дифференцированы фазы глубокого дельта-сна и выход в фазу РБ. Распознавание поверхностных стадий сна, как видно из рисунка, осложнено только лишь отсутствием выделения фазы парадоксального сна. Количественные

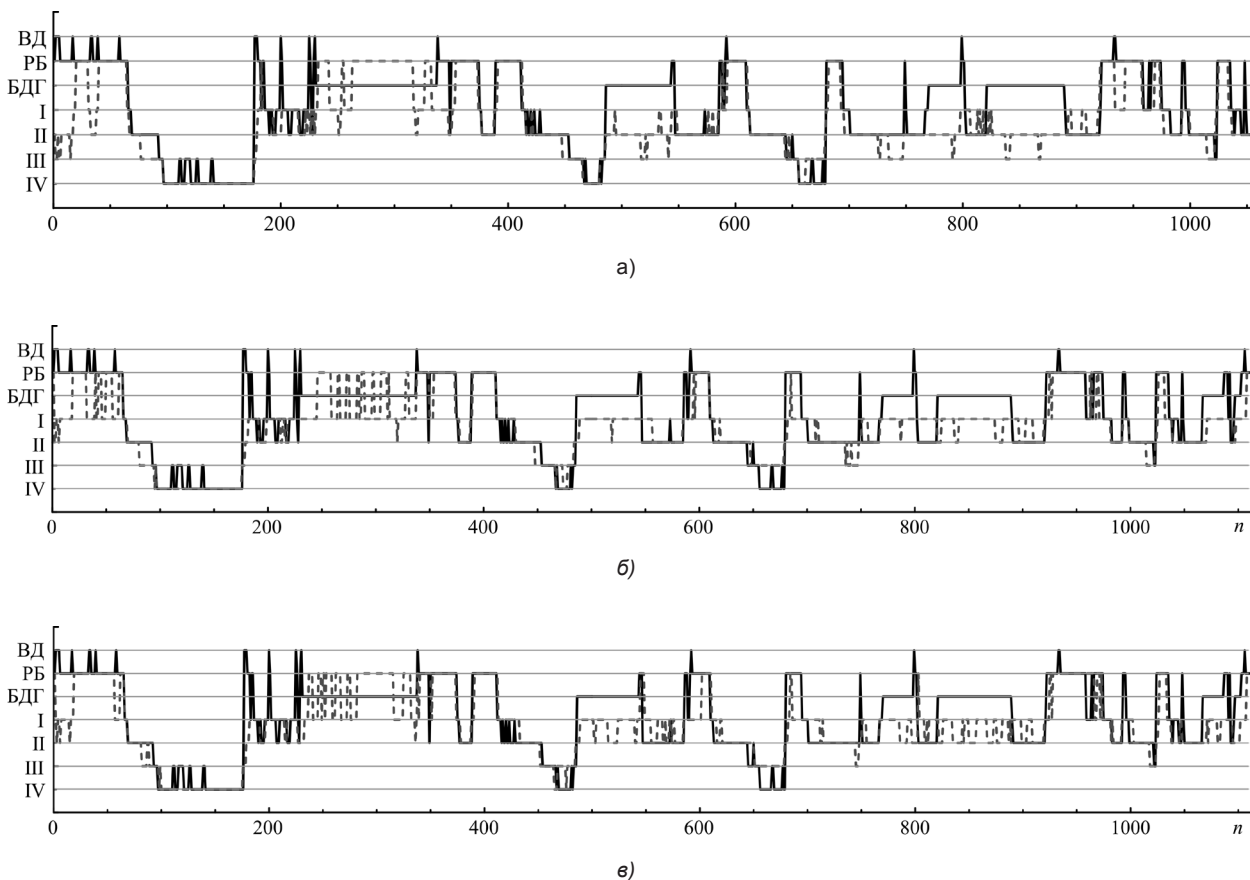


Рис. 1. Гипнограммы, полученные специалистами по ЭЭГ (сплошная линия) и гипнограммы, полученные с помощью следующих фрактальных методов детерминированного хаоса (пунктирные линии): а — методом нормированного размаха Хёрста; б — методом Грассбергера — Прокаччия; в — методом аппроксимационной энтропии

характеристики совпадения гипнограмм, полученных с помощью различных методов, используемых в программе и гипнограммы, составленной специалистами вручную, представлены в таблице.

Количественная оценка совпадения гипнограмм, полученных различными фрактальными методами, с гипнограммой, полученной специалистами

| Используемый метод | Количество эпох, имеющих полное совпадение фаз сна, % |
|--|---|
| Нормированный размах Хёрста | 52,2 |
| Корреляционный интеграл Грассбергера — Прокаччия | 47,8 |
| Аппроксимационная энтропия | 48,5 |

Если сравнивать затраченное время вычисления, то использование метода нормированного размаха Хёрста позволило получить результаты на два порядка быстрее, чем использование метода аппроксимационной энтропии, и на три порядка раз быстрее, чем вычисление методом Грассбергера—Прокаччия.

Заключение. В результате проведенного исследования показано, что путем использования фрактальных мер детерминированного хаоса без дополнительного выявления парадоксальной стадии сна, анализируя только лишь один сигнал ЭЭГ, можно получить гипнограмму, имеющую полное совпадение определяемых фаз сна для половины регистрируемых эпох. При этом фаза с БДГ распознавалась программой либо как фаза РБ, либо как одна из фаз поверхностного сна (I и II стадии). Данный результат был получен для всех используемых в работе методов, причем без отсеивания фаз, содержащих двигательные артефакты. Самая высокая скорость вычислений достигалась с помощью метода нормированного размаха Хёрста, имеющего максимальное совпадение фаз сна при сравнении автоматического и ручного подсчета гипнограмм. Важно, что результаты вычислений данными методами наиболее точно совпали с результатами, полученными

«вручную» специалистами по ЭЭГ. Данный метод достаточно эффективно показал себя при интерпретации гипнограмм пациентов, страдающих хронической инсомнией, заболеванием, при котором наблюдается наиболее выраженная депривация медленного сна при относительной сохранности быстрого сна. Методика позволяет эффективно и с наименьшими затратами проводить оценку выраженности объективных показателей инсомнии, а также оценивать эффективность назначаемой при данном заболевании терапии.

Конфликт интересов. Подана заявка на регистрацию интеллектуальной собственности разработанной программы автоматического распознавания стадий сна. Получен грант областного инновационного фонда на создание опытного образца портативного прибора для дистанционной регистрации полисомнографических показателей.

Библиографический список

1. Левин Я. И. Сомнология: сон, его структура и функции; инсомния // Рос. мед. журн. 2007. Т. 15, № 15. С. 11–30.
2. Неврология: нац. рук-во / Е. И. Гусев, А. Н. Коновалов, В. И. Скворцова, А. Б. Гехт, М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. 1035 с.
3. Дорошенко Л. Г. Методы и алгоритмы обработки электрофизиологических сигналов для автоматического распознавания стадий сна: автореф. дис. ... канд. техн. наук. М., 2009.
4. Хакен Г. Принципы работы головного мозга: синергетический подход к активности мозга, поведению и когнитивности деятельности. М.: ПЕР СЭ, 2001. 351 с.
5. Дорошенко Л. Г., Гендель И. Г. Сегментация ЭЭГ на стационарные участки по методу расчета фрактальной размерности Хигучи // XV Всероссийская межвузовская НТК студентов и аспирантов «Микроэлектроника и информатика -2008»: тез. док. М.: МИЭТ, 2008. С. 259.
6. Дорошенко Л. Г., Конышев В. А., Селищев С. В. Исследование фаз сна по ЭЭГ человека на основе скрытых моделей Маркова // Медицинская техника. — 2007. № 1. С. 24–28.
7. Рюэль Д., Такенс Ф. Странные аттракторы. М., 1981. С. 117–151.
8. Брур Х. В., Дюмортье Ф., Стрин С. ван, Такенс Ф. Структуры в динамике: конечномерные динамические системы / пер. с англ. под ред. Л. М. Лермана. М., 2003.
9. Федер Е. Фракталы / пер. с англ. М.: Мир, 1991. 254 с.

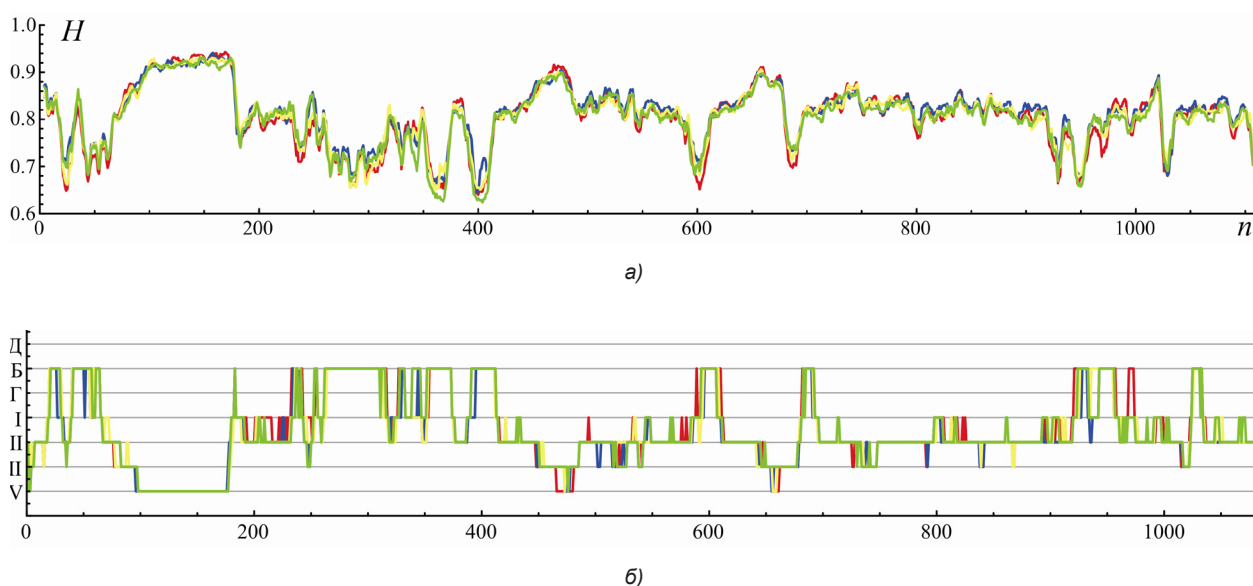


Рис. 2. Значения показателя Хёрста (а) и полученные по ним гипнограммы (б) для центральных (светлый — С3-М2, тёмный — С4-М1) и окципитальных каналов (светлый — О1-М2, тёмный — О2-М1) левого и правого полушарий головного мозга

10. Takens F. Detecting Strange Attractors in Turbulence // *Dynamical Systems and Turbulence: Lecture Notes in Mathematics*. Berlin., 1981. Vol. 898. P. 366–381.

Translit

1. Levin Ja.I. Somnologija: son, ego cstrukturura i funkcii; in-somnija // *Ros. med. zhurn.* 2007. T. 15, № 15. S. 11–30.
2. Nevrologija: nac. ruk-vo / E.I. Gusev, A.N. Konovalov, V.I. Skvorcova, A.B. Geht, M.: GJeOTAR-Media, 2009. 1035 c.
3. Doroshenkov L.G. Metody i algoritmy obrabotki jelektrofiziologicheskikh signalov dlja avtomaticheskogo raspoznaniya stadij sna: avtoref. dis. ... kand. tehn. nauk. M., 2009.
4. Haken G. Principy raboty golovnogo mozga: sinergeticheskij podhod k aktivnosti mozga, povedeniju i kognitivnosti dejatel'nosti. M.: PER SJe, 2001. 351 s.

5. Doroshenkov L. G., Gendel' I. G. Segmentacija JeJeG na stacionarnye uchastki po metodu rascheta fraktal'noj razmernosti Higuchi // *XV Vserossijskaja mezhvuzovskaja NTK studentov i aspirantov «Mikrojelektronika i informatika -2008»*: tez. dok. M.: MIJeT, 2008. S. 259.

6. Doroshenkov L. G., Konyshev V. A., Seliwev C. B. Issledovanie faz sna po JeJeG cheloveka na osnove skrytyh modelej Markova // *Medicinskaja tehnika*. — 2007. № 1. S. 24–28.
7. Rjujel' D., Takens F. Strannye attraktory. M., 1981. S. 117–151.
8. Brur H. V., Djumort'e F., Strin S. van, Takens F. Struktury v dinamike: konechnomernye dinamicheskie sistemy / per. s angl. pod red. L. M. Lermana. M., 2003.
9. Feder E. Fraktaly / per. s angl. M.: Mir, 1991. 254 s.
10. Takens F. Detecting Strange Attractors in Turbulence // *Dynamical Systems and Turbulence: Lecture Notes in Mathematics*. Berlin., 1981. Vol. 898. P. 366–381.

УДК 616.89–008.1–552.2 "312" (048.8)

Обзор

СОВРЕМЕННЫЙ ВЗГЛЯД НА ПРОБЛЕМУ РАЗВИТИЯ ПСИХИЧЕСКИХ РАССТРОЙСТВ У ЖЕНЩИН В ПЕРИМЕНОПАУЗЕ (ОБЗОР)

А. А. Антонова — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В. И. Разумовского Минздравсоцразвития России, врач-ординатор кафедры психиатрии, наркологии, психотерапии и клинической психологии; **Е. В. Бачило** — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В. И. Разумовского Минздравсоцразвития России, врач-ординатор кафедры психиатрии, наркологии, психотерапии и клинической психологии; **Ю. Б. Барыльник** — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В. И. Разумовского Минздравсоцразвития России, заведующий кафедрой, доктор медицинских наук.

MODERN APPROACH TO THE PROBLEM OF MENTAL DISORDERS IN PERIMENOPAUSAL FEMALES (REVIEW)

A. A. Antonova — *Saratov State Medical University n.a. V. I. Razumovsky, Department of Psychiatry, Narcology, Psychotherapy and Clinical Psychology, post-graduate*; **E. V. Bachilo** — *Saratov State Medical University n.a. V. I. Razumovsky, Department of Psychiatry, Narcology, Psychotherapy and Clinical Psychology, post-graduate*; **J. B. Barylnik** — *Saratov State Medical University n.a. V. I. Razumovsky, Head of Department of Psychiatry, Narcology, Psychotherapy and Clinical Psychology, Doctor of Medical Science*.

Дата поступления — 14.05.2012 г.

Дата принятия в печать — 28.05.2012 г.

Антонова А. А., Бачило Е. В., Барыльник Ю. Б. Современный взгляд на проблему развития психических расстройств у женщин в перименопаузе (обзор) // Саратовский научно-медицинский журнал. 2012. Т. 8, № 2. С. 379–383.

Представлены литературные данные о полиморфизме психических расстройств в периоде перименопаузы у женщин и о теориях возникновения климактерического синдрома. Согласно современной гипотезе, мелатонин обладает антигонадотропными свойствами. Резкое снижение уровня мелатонина в организме человека в период полового созревания способствует активации гонадотропной функции гипофиза, выработке фолликул стимулирующего гормона и лютеинизирующего гормона, которые оказывают стимулирующее влияние на половые железы. Участие мелатонина в патогенезе климактерического синдрома изучено недостаточно, а исследования, посвященные использованию мелатонина в качестве лечебного средства, противоречивы. Дальнейшее изучение роли мелатонина в возникновении КС позволит понять возможности психофармакотерапии рассматриваемых расстройств.

Ключевые слова: перименопауза, климактерический синдром, психические расстройства, мелатонин.

Antonova A. A., Bachilo E. V., Barylnik J. B. Modern approach to the problem of mental disorders in perimenopausal females (review) // *Saratov Journal of Medical Scientific Research*. 2012. Vol. 8, № 2. P. 379–383.

The paper presents literature data on the polymorphism of mental disorders in perimenopausal period in women and the theories of the climacteric syndrome. According to current hypothesis, melatonin has antagonotropic properties. The sharp decline in melatonin levels in the body during puberty promotes activation of pituitary gonadotrophic function, the development of the follicle stimulating hormone and luteinizing hormone, which have a stimulating effect on the sex glands. Involvement of melatonin in the pathogenesis of climacteric syndrome has been insufficiently studied, and studies devoted to the use of melatonin as a therapeutic agent are contradictory. Further study of the role of melatonin in the occurrence of the climacteric syndrome will understand the possibilities of pharmacotherapy considered disorders.

Key words: perimenopause, climacteric syndrome, mental disorders, melatonin.

В настоящее время продолжает расти общая продолжительность жизни населения, вследствие чего увеличивается численность женщин старшего возраста, обращающихся за медицинской помощью в климактерическом периоде [1, 2].

Ответственный автор — Антонова Анастасия Александровна.
Адрес: г. Саратов, Волочаевский проезд, 5, кв. 53.
Тел.: +79179881552.
E-mail: asia.antonova64@gmail.com

По данным исследователей, современная популяция женщин проводит одну треть жизни и более в периодах пери- и постменопаузы [3–7].

Перименопауза — период максимальных клинических проявлений, который характеризуется наиболее высоким риском возникновения ассоциированных с менопаузой психических и соматических расстройств [8, 9]. По данным исследователей [10], в возрасте 45–54 лет среди женщин климактерическо-