

О.Н. Ткаченко, А.А. Фролов

Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН

Электроэнцефалографические показатели дремотного состояния при выполнении монотонной операторской деятельности

В работе рассмотрены методы мониторинга состояния оператора при выполнении монотонной деятельности по электроэнцефалограмме на примере задачи вождения симулятора автомобиля в состоянии депривации сна. На основе выборки из двенадцати испытуемых проанализирована сравнительная эффективность различных методов классификации для выявления дремотного состояния оператора на основе альфа-ритма. Показано, что методы CSP и Байеса, ранее не применявшиеся в данной области, обеспечивают несколько лучший уровень распознавания состояний оператора по ЭЭГ, чем обычно использующийся для этих целей метод Титце.

Ключевые слова: электроэнцефалография, альфа-ритм, дремота, вождение автомобиля, предотвращение засыпания, ЭЭГ, операторская деятельность, внимание.

Несомненно, операторская деятельность является повсеместно распространённой в современном обществе, и создание автоматизированной системы контроля над состоянием оператора является актуальной задачей. Одной из групп операторов, для которых такая система была бы востребована в первую очередь, являются водители транспортных средств, в частности автомобилей. В развитых странах по разным оценкам потеря внимания у водителей, обусловленная сонливостью, и засыпание за рулем являются причиной 3–30%, а по некоторым оценкам — до 56% несчастных случаев на дорогах [1–2].

При вождении в условиях города риск аварий обусловлен в большей степени потерей внимания, чем фактическим наступлением сна. В то же время засыпание является основной причиной серьезных аварий при монотонном вождении на магистральных автотрассах.

Риск засыпания за рулем обусловлен несколькими факторами. Депривация сна (недосыпание) — одна из основных причин засыпания за рулем [3].

Будучи разбуженными менее чем через 2–4 минуты после засыпания, более половины испытуемых не осознают, что они уснули [4]. Переживая несколько коротких эпизодов сна (до 2 мин) и снова пробуждаясь, водитель часто не осознает их, то есть не осознает необходимость прекратить движение. При этом для возникновения аварийной ситуации достаточно бывает нескольких секунд. Таким образом, субъективное отслеживание того критического уровня сонливости, когда вождение необходимо прервать во избежание наступления сна, нельзя признать достаточно надежным индикатором опасности. В связи с этим возникает проблема создания специального устройства объективной диагностики засыпания на основе online автоматического анализа физиологических параметров.

До настоящего времени не разработано надежного, научно обоснованного метода для предотвращения засыпания [5]. Единственным техническим решением, эффективность которого общепризнана, являются так называемые *ramble strips* — полосы разметки на крупных междугородних автотрассах, нанесённые специальным составом. При наезде на них раздается резкий звук.

Разработаны сложные алгоритмы диагностики засыпания по мигательным движениям, оцениваемым специальной оптической системой. По утверждениям разработчиков подобного рода систем их эффективность может достигать 80%. Однако подобные системы дорогостоящи, не работают у лиц негроидной расы (особенности отражающих свойств темной кожи), при слишком ярком фоне за спиной водителя; нежелательны быстрые движения головой. Интенсивность моргания зависит также от освещения дороги, света фар встречного транспорта, влажности и температуры воздуха в автомобиле. Тем более критический уровень бодрствования может возникнуть и при открытых глазах.

Существует множество методов диагностики сонливости, базирующихся на оценке различных параметров в разных сочетаниях: ЭКГ, кожно-гальваническая реакция, электроокулография, частота дыхания, движения головой, движения руля, электромиография и т.д. В то же время из физиологических параметров только движения глаз и ЭЭГ демонстрируют специфические изменения при засыпании.

Однако процесс засыпания не является одномоментным. Существует некоторая переходная фаза между бодрствованием и сном, по мере углубления которой наступает сон. Эта фаза занимает от нескольких до десятков минут (в случае борьбы со сном). Поэтому на основании классических критериев констатация наступления сна возможна только через несколько минут после его на-

ступления (ретроспективно). Точная диагностика ЭЭГ предвестников засыпания в пределах переходной фазы не разработана. Это является предпосылкой для работы над созданием надежного диагностического алгоритма предикторов засыпания по электроэнцефалограмме.

Потенциально наиболее информативным ЭЭГ-предиктором засыпания является альфа-ритм, поскольку он обычно отчётливо выражен в ЭЭГ здорового взрослого человека; амплитуда альфа-ритма зависит от уровня зрительного внимания и демонстрирует специфическую временную последовательность при засыпании; автоматическое выделение альфа-ритма менее всего зависит от наличия артефактов записи. Также нужно отметить, что альфа-ритм достаточно хорошо выражен во всей затылочной области (точная локализация электрода не является критическим фактором при регистрации), и реактивность альфа-ритма легко тестировать с помощью открывания и закрывания глаз.

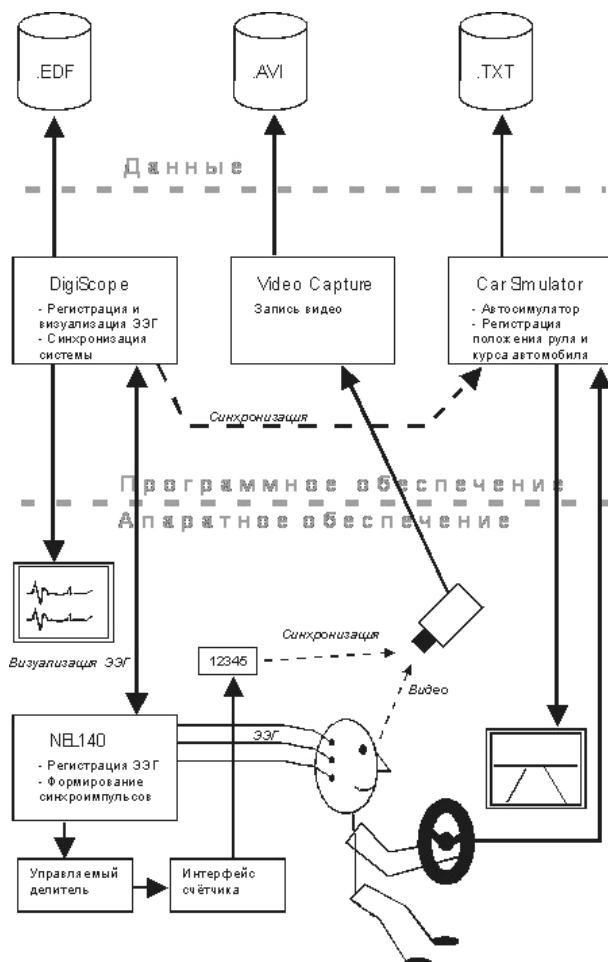


Рис. 1. Принципиальная схема экспериментальной установки

В первой серии экспериментов приняли участие двадцать испытуемых в возрасте от 18 до 25 лет в состоянии депривации сна (не более четырёх часов сна накануне эксперимента по предварительной договорённости с экспериментатором). В опыте регистрировались: ЭЭГ от четырёх элект-

родов (двух теменных и двух затылочных), видеозапись лица испытуемого, на основе которой впоследствии проводилась экспертная оценка его состояния в ходе эксперимента, и данные о состоянии симулятора вождения, в частности отклонении от центра дороги. Продолжительность опыта составляла от полутора до двух часов. Схема экспериментальной установки приведена на рис. 1. Типичная запись эксперимента представлена на рис. 2. Из рисунка видно, что данные хорошо коррелируют друг с другом, но, к сожалению, это верно не для всех испытуемых.

Для детального анализа было выбрано семь испытуемых, у которых в ходе эксперимента наблюдались эпизоды выраженной сонливости, идентифицируемой по видео. Нами было создано программное обеспечение, позволяющее разделить состояния по отфильтрованной в альфа-диапазоне (8–13 Гц) ЭЭГ методами Титце [6], CSP (Common Spatial Patterns) [7] и Байеса [8] на основании бинарной экспертной оценки состояния испытуемого по видеозаписи (0 — alertное состояние, 1 — дремотное).

На рис. 3 представлены результаты работы классификаторов, основанных на трёх рассматриваемых методах, для одного испытуемого. Данные об эффективности классификации ЭЭГ различными методами для всех семи испытуемых представлены в табл. 1.

Легко видеть, что, во-первых, ни отклонение от центра дороги, ни экспертная оценка состояния испытуемого по видеозаписи не являются абсолютно надёжными показателями — у нескольких испытуемых они даже не коррелируют. Этот факт может объясняться тем, что часть испытуемых, особенно имеющие водительский опыт, склонны менять стратегию вождения в состоянии сонливости. Во-вторых, все методы обнаруживают достаточно высокую эффективность на двухминутном интервале, и эффективность метода Титце даже уступает методу CSP и Байеса. Сравнительная неэффективность метода Байеса у испытуемых 5–7, скорее всего, вызвана недостаточностью статистики нахождения в одном из разделяемых состояний.

Также для проверки информации о том, что показателем состояния испытуемого может служить спектральная энтропия Шеннона [9], был вычислен этот показатель по нефильтрованной ЭЭГ от четырёх электродов. Результаты, представленные в табл. 2, показывают, что для четырёх отведений этот метод не может быть признан удовлетворительным.

Вторая серия экспериментов, в которой участвовало пять испытуемых, была аналогична первой, но производилась многоканальная регистрация ЭЭГ по системе 10–20. Также регистрировалась электроокулограмма. Из представленных в табл. 3 результатов видно, что многоканальная спектральная энтропия Шеннона показывает бо-

лее высокое соответствие как частоте, так и средней длительности морганий, чем рассчитанная по четырём каналам. С другой стороны, ни в одном случае это соответствие не является достаточно высоким, чтобы можно было говорить о ней как об основном показателе дремотного состояния.

По результатам проведённого исследования, как мы считаем, можно сделать следующие выводы.

Ни один из приведённых показателей не является абсолютным. Тем не менее методы CSP и Байеса, ранее не применявшиеся в данной области, показывают хорошее соответствие экспертной оцен-

ке состояния испытуемого по видеозаписи. Не подтверждаются данные о высокой чувствительности спектральной энтропии Шеннона к наступлению дремотного состояния, однако она может служить одним из показателей для оценки эффективности работы классификатора. В последние годы в связи с повсеместным распространением сложной вычислительной техники и разработкой беспроводных электродов значительно возрос интерес к контролю состояния испытуемого по ЭЭГ, и можно надеяться, что эта работа стимулирует дальнейший прогресс в данной области.

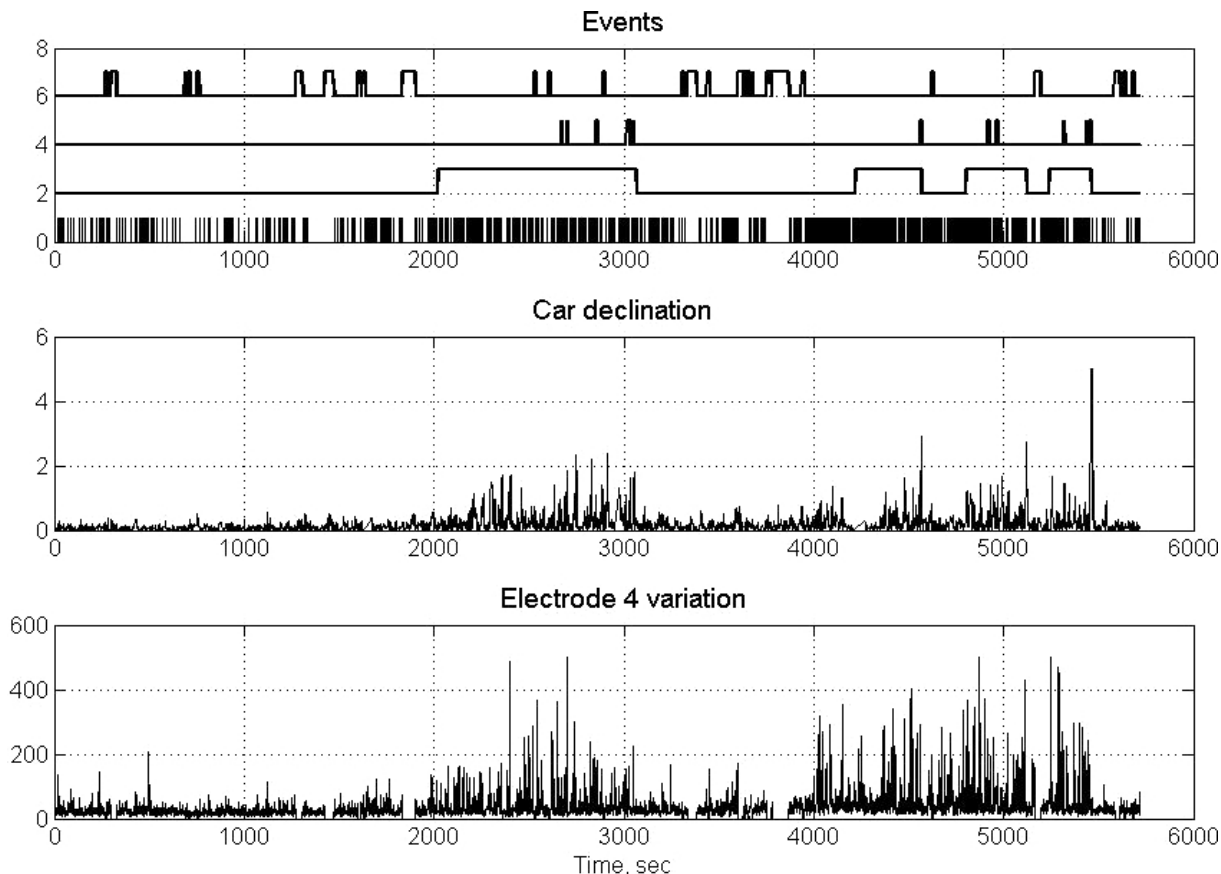


Рис. 2. Пример записи экспериментальных данных. Верхний рисунок, сверху вниз: участки с артефактами движения, эпизоды засыпания, бинарная экспертная оценка состояния испытуемого по видео, эпизоды повышенной альфа-активности. Средний рисунок: отклонение машины от центральной линии дороги на протяжении опыта. Нижний рисунок: мощность ЭЭГ от правого затылочного отведения, отфильтрованной в альфа-диапазоне

Т а б л и ц а 1

№	Метод Титце			Метод CSP			Метод Байеса		
	Бодрств.	Дремота	Эффектив.	Бодрств.	Дремота	Эффектив.	Бодрств.	Дремота	Эффектив.
1	0,91 ± 0,19	1,15 ± 0,05	0,7078%	0,33 ± 0,21	0,64 ± 0,17	0,73 85%	-0,57 ± 1,15	0,97 ± 0,82	0,70 83%
2	1,55 ± 0,19	1,77 ± 0,07	0,6072%	0,37 ± 0,19	0,70 ± 0,27	0,72 71%	-0,19 ± 0,5	0,61 ± 0,65	0,70 87%
3	0,19 ± 0,08	0,54 ± 0,2	0,0788%	0,13 ± 0,05	0,83 ± 0,90	0,05 91%	-1,83 ± 0,56	5,70 ± 8,45	0,05 96%
4	1,56 ± 0,04	1,60 ± 0,03	0,4172%	0,38 ± 0,19	0,72 ± 0,29	0,41 73%	-0,1 ± 1,3	1,45 ± 1,47	0,3 89%
5	1,19 ± 0,04	1,23 ± 0,05	-0,0386%	0,44 ± 0,23	0,56 ± 0,17	0,14 82%	-0,06 ± 0,4	0,11 ± 0,24	0,19 65%
6	1,63 ± 0,33	1,82 ± 0,03	0,1390%	0,35 ± 0,04	0,60 ± 0,39	0,70 85%	-0,15 ± 0,05	0,12 ± 0,33	0,65 56%
7	1,81 ± 0,02	1,84 ± 0,01	0,4775%	0,36 ± 0,25	0,67 ± 0,29	0,17 86%	-0,21 ± 0,71	0,46 ± 0,69	0,16 72%

Для каждого метода представлены: среднее значение и ошибка используемой для разделения состояний функции в состоянии бодрствования и дремоты соответственно, а также корреляция между этой функцией и отклонением машины от центра дороги. Оценка состояния бодрствования и дремоты основана на экспертной оценке по видеозаписи лица испытуемого. Данные усреднялись по двухминутному интервалу.

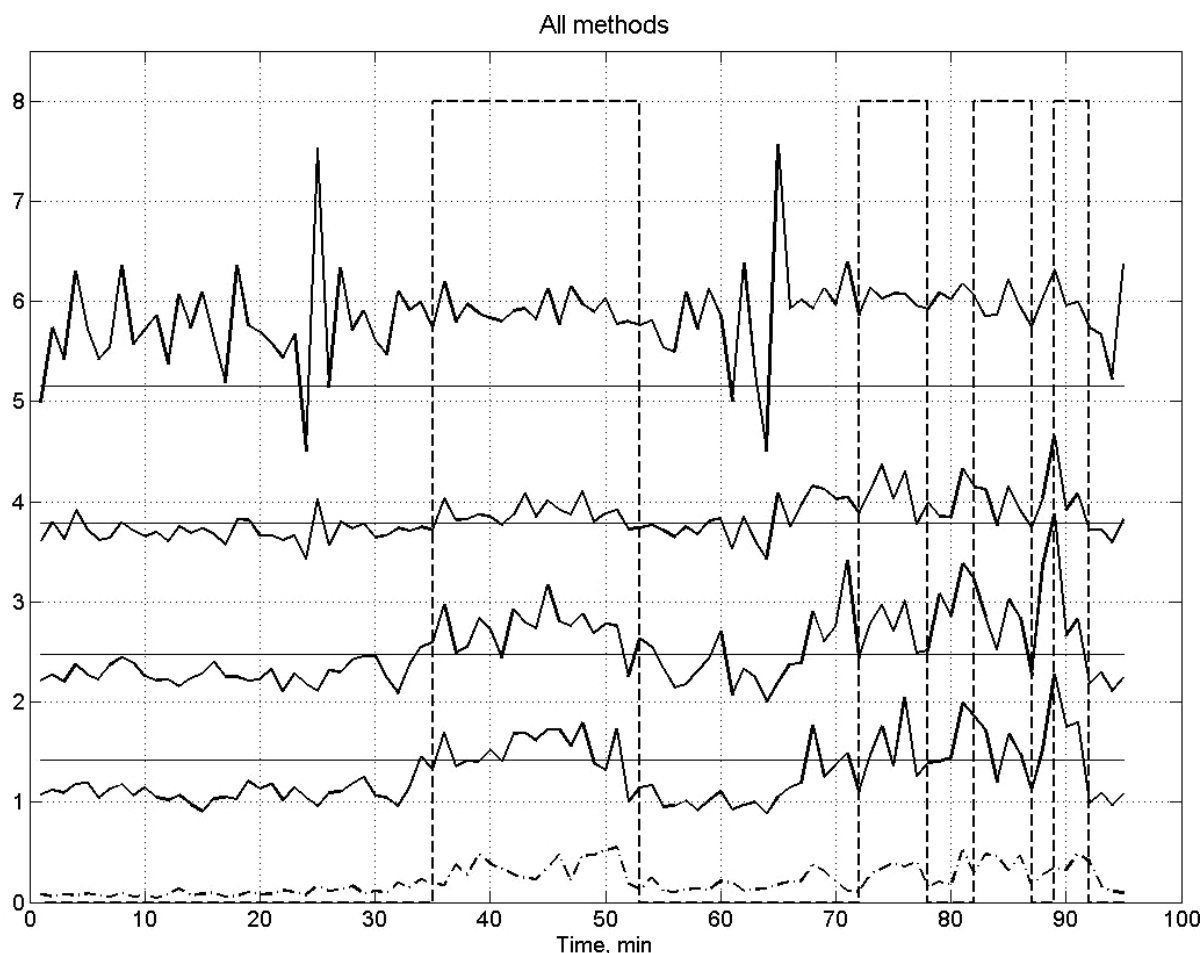


Рис. 3. Результаты классификации состояний различными методами на примере испытуемого 2. На графике снизу вверх изображены: отклонение машины от центра дороги (штрихпунктирная линия) и показатели, полученные методами CSP, Байеса и двумя разновидностями метода Титце соответственно. Пунктирной линией показана экспертная оценка состояния испытуемого

Т а б л и ц а 2

Испытуемый	Отклонение от центра дороги, корреляция	Экспертная оценка, взаимная информация
1	-0,37	54%
2	-0,04	73%
3	0,11	85%
4	0,26	85%
5	-0,25	75%
6	0,02	47%
7	0,06	73%

Представлены корреляция спектральной энтропии Шеннона с отклонением от центра дороги и взаимная информация между спектральной энтропией Шеннона и экспертной оценкой состояния по видеозаписи для семи испытуемых с четырёхэлектродной записью ЭЭГ. Данные усреднены по минутному интервалу.

Т а б л и ц а 3

Испытуемый	Отклонение от центра дороги, корреляция	Число морганий (средняя длительность моргания), корреляция
1	-0,38	-0,36 (-0,28)
2	-0,18	-0,50 (-0,37)
3	-0,18	-0,33 (-0,01)
4	-0,29	-0,32 (-0,10)
5	-0,23	-0,55 (-0,08)

Представлены корреляция спектральной энтропии Шеннона с отклонением от центра дороги, числом и средней длительностью морганий для пяти испытуемых с многоканальной записью ЭЭГ. Данные усреднены по минутному интервалу.

Литература

1. Center for National Truck Statistics. Truck and bus accident factbook 1994. Washington, D.C.: Federal Highway Administration Office of Motor Carriers, 1996. (Report N. UMTRI-96-40.)
2. Philip P. [et al.]. Fatigue, alcohol, and serious crashes in France: factorial study of national data // *BMJ*. — 2001. — V. 322. — P. 829–830.
3. Philip P. [et al.]. Fatigue, sleep restriction and driving performance // *Accident analysis and prevention*. — May 2005. — V. 37(3). — P. 473–478.
4. Bonnet M.H., Moore S.E. The threshold of sleep: perception of sleep as a function of time asleep and auditory threshold // *Sleep*. — 1982. — N. 5(3). — P. 267–276.
5. Hartley L. [et al.]. Review of fatigue detection and prediction technologies. — National Road Transport Commission, 2000.
6. Tietze H., Würzburg I. Stages of fatigue during long-duration driving reflected in alpha-related events in the EEG. — *International Conference on Traffic and Transport Psychology*. — Bern, 2000.
7. Wang Y., Gao S., Gao X. Common spatial pattern method for channel selection in motor imagery based brain-computer interface. — *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* — 2005. — V. 5. P. 5392–5.
8. Williams C.K.I., Barber D. Bayesian classification with Gaussian processes // *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. — 1998. — V. 20(12). — P. 1342–1351.
9. Papadelis C. [et al.]. Monitoring sleepiness with on-board electrophysiological recordings for preventing sleep-deprived traffic accidents // *Clinical Neurophysiology*. — 2007. — V. 118(9). — P. 1906–1922.

Поступила в редакцию 31.01.2009.