

Метод локального, не искажающего ритмику ЭЭГ удаления артефактов морганий
А.П. Кулаичев

Биологический факультет МГУ имени М.В. Ломоносова

Аннотация

В статье рассмотрен новый метод корректного удаления артефактов морганий, максимально сохраняющий натуральную ритмику ЭЭГ. Достоверно и многосторонне доказано, что в этом отношении он превосходит наиболее известные современные аналоги, основанные на вычислении главных и независимых компонент и регрессионной коррекции по электроокулограмме. Критически рассмотрены предшествующие аналоги и публикации за полувековую историю исследований данного вопроса.

Ключевые слова: ЭЭГ, артефакты морганий, методы главных и независимых компонент, регрессионное удаление ЭОГ.

The method of local removal of blinking artifacts which does not distort the natural EEG rhythmic

A. P. Kulaichev

Biology Department of Moscow State University

Abstract

The article describes a new method of correct removal of blinking artifacts, which thoroughly preserves the native EEG rhythmic. It is reliably and multilaterally proved that in this respect it exceeds the most known modern analogs based on principal and independent components analysis and regression correction using electrooculogram. Previous analogues and publications during the half-century history of this area are critically considered.

Keywords: EEG, blinking artifacts, ICA and PCA methods, EOG regressional rejection

ВВЕДЕНИЕ

Моргания довольно часто присутствуют в записи ЭЭГ при открытых глазах и представляют собой высокоамплитудные колебания сигнала, достигающие до 500–4000 мкВ в лобных отведениях, на фоне обычной ЭЭГ с амплитудой менее 50–100 мкВ. Типичное моргание (рис.1) включает первый высокоамплитудный позитивный пик, переходящий в негативность, общей длительностью 0.3–0.6 с и последующее аperiодическое возвращение сигнала из негативности к изолинии длительностью 0.5–0.8 с. Амплитуда морганий наиболее высока в передних фронтальных отведениях Fp1, Fp2, далее к затылку по меридианам F3,4–C3,4–P3,4–O1,2 она уменьшается, составляя порядка 42, 15, 8, 3% от максимума. При этом в теменных отведениях P3, P4 она лишь в 1.5 раза превышает фоновый уровень ЭЭГ, а в затылочных отведениях O1, O2 амплитуда сигнала ниже фонового уровня, то есть влияние морганий там практически отсутствует.

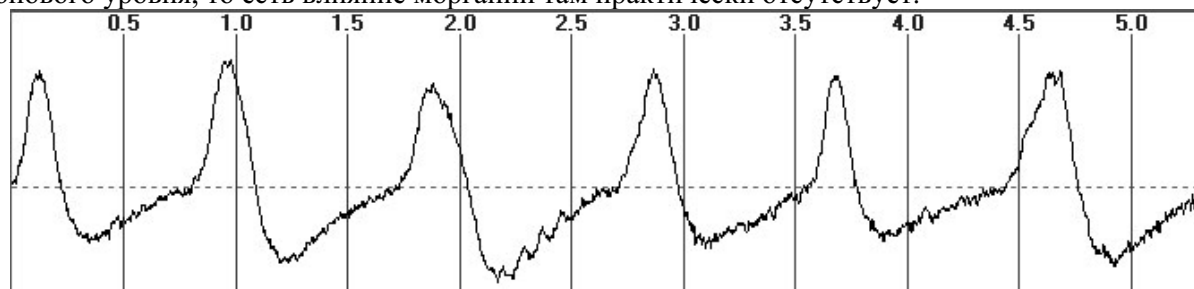


Рис. 1. Запись ЭЭГ с последовательными эпизодами морганий

Проблеме удаления артефактов морганий посвящено поистине необозримое множество публикаций и исследований. Она стала привлекать повышенное внимание во второй половине 90-х годов прошлого столетия, хотя отдельные исследователи обращали на нее внимание еще в 70-х и 80-х годах [9, 10] в рамках изучения волны ожидания (CNV), открытой знаменитым физиологом Греем Уолтером в 1964 г. Однако все это время создавались лишь локальные программные реали-

зации предлагаемых алгоритмов единичного авторского использования. И только с середины нулевых годов наиболее популярные методы начали реализовываться в достаточно распространенных и доступных для сторонних пользователей ЭЭГ-анализаторах.

Что же касается обоснований различных предлагаемых методов, то они являют воистину прискорбную картину. Обращает на себя внимание декларативный и описательный характер подавляющего большинства публикаций, отсутствие критериальных сравнений предлагаемых методов с аналогами и оценок достоверности выводов об их преимуществах. Создается впечатление, что большинство авторов никогда не слышали о статистических критериях, проверке нулевых гипотез и оценке их значимости.

Первоначально обсуждались различные способы удаления из ЭЭГ электроокулографических (ЭОГ) наводок, в том числе и посредством простого взвешенного вычитания ЭОГ или же с использованием линейной регрессии (Р-ЭОГ). Так в одной из ранних публикаций [9] предлагается использовать авторегрессионное моделирование с одним каналом вертикальной ЭОГ и двумя каналами горизонтальной ЭОГ, а также фильтрацию, удаляющую шумовые составляющие свыше 8 Гц. Позднее в [10] предложено аналоговое вычитание из ЭЭГ 15% вертикальной ЭОГ и 4% горизонтальной ЭОГ. Затем последовали многочисленные модификации данного метода. В работе [16] рассмотрены две подобные техники с выводом о близости получаемых результатов. В более поздней публикации [11] сопоставляются уже 14 различных предложений за период 1968–1994 гг. с пространственным обсуждением их возможных достоинств и недостатков. Новые предложения в данном направлении продолжают поступать до недавнего времени [15].

Наряду с этим, в конце прошлого века начали появляться предложения более сложных методов коррекции из области факторного анализа: это методы главных и независимых компонент (РСА – Principal Components Analysis и ИСА – Independent Components Analysis). В одной из первых работ [13] метод ИСА просто иллюстрируется рисунками выполненных преобразований ЭЭГ с позитивными комментариями. В статье [17] излагаются оба метода, и по иллюстрациям выполненных преобразований сторонний наблюдатель мог бы отдать предпочтение методу ИСА, однако в обсуждении и авторских выводах это отражения не находит.

Ранее в патенте [12] был заявлен комбинированный метод, в котором вычисленный первый главный компонент фильтруется в полосе 1–8 Гц, после чего полученный сигнал используется для поканального регрессионного удаления морганий. Авторы приводят достаточно замысловатую процедуру¹ сравнения своего метода с обычной регрессией по ЭОГ, в результате чего вычисляют некий простейший числовой показатель, и только по сопоставлению двух его значений авторы приходят к выводу о преимуществе своего метода. Мы провели детальную статистическую проверку их метода на двух широко известных инструментах: ЭЭГ-анализаторе CONAN [3] и универсальном статистическом пакете STADIA. Проверка показала, что предлагаемый этими авторами метод приводит к искажениям ЭЭГ, значительно большим, чем искажения, выявленные ниже в разделах 1, 2. Примечательно также, что один из авторов, Dezhong Yao² прославился также созданием широко разрекламированного за рубежом метода конструирования виртуального нейтрального ЭЭГ-референта (REST) [18], который, как убедительно доказано в работе [14], приводит к искажению топографии естественного распределения ЭЭГ-потенциалов на скальпе, поэтому относится к категории забавных курьезов.

В этом плане интересен также и более поздний патент [1] с последующей расширенной публикацией предлагаемого метода [7], являющегося модификацией Р-ЭОГ с добавлением некой ортогонализации Грамма–Шмидта. Все якобы «доказательства» сводятся к двум-трем рисункам выполненных преобразований с подсчетом процентов реально удаленных артефактов на выборке из 15 испытуемых, причем без какого-либо сопоставления с аналогами. К тому же представленные рисунки убедительно демонстрируют непредвзятому читателю наличие существенных искажений, вносимых данным методом в исходную ритмику ЭЭГ. Показательно также, что эти инженеры из саратовского технического университета прославились еще и своими многочисленными усилиями

¹ К сожалению, в интернете доступен лишь плохой английский перевод этого китайского патента без сопровождающих рисунков и таблиц.

² директор Центра мединформатики в Университете электроники и технологии г. Ченду, совмещающий подобные должности еще в двух организациях с десятками подчиненных сотрудников.

по внедрению в область исследований ЭЭГ метода вейвлет-анализа [2], который, как всесторонне доказано в работе [5], характеризуется кардинальными погрешностями и искажениями, привносимыми в спектральные свойства сигналов, что совершенно не приемлемо для данной научной области.

Последние два примера особо ярко демонстрируют отсутствие тщательности в работе, критичности и компетентности, по-видимому, присущее большинству авторов инновационных предложений в рассматриваемой области. В этом плане, на первый взгляд, выгодно отличается заявка [8] на сравнение результатов применения трех вышеупомянутых наиболее популярных методов удаления морганий с оценкой вносимых ими относительных систематических погрешностей. На представленных рисунках коррекции ЭЭГ видно, что метод Р-ЭОГ не полностью компенсирует моргания, поэтому авторы здесь отдают предпочтение методам факторного анализа. По рисункам спектров ЭЭГ для всех трех методов отмечено некоторое уменьшение мощности ЭЭГ, особенно в тета-диапазоне и в лобных отведениях для методов РСА и ИСА. Оценка относительной систематической погрешности Δ проводилась по разности мощностей исходной и скорректированной ЭЭГ, деленной на мощность исходной ЭЭГ, их максимальным, минимальным и средним значениям с вычислением доверительных интервалов. Эти данные приведены в двух обширных таблицах, но они авторами совершенно не комментируются, вместо чего следуют пространные рассуждения о предпочтении того или иного метода в различных ситуациях. В частности, для коротких записей (порядка 10–30 с) рекомендуется использовать метод РСА, а для продолжительных (1–5 минут) – ИСА.

Приведенный обзор показывает, что проблема удаления морганий до сих пор находится в крайне неопределенном состоянии. Для ее окончательного решения здесь мы рассматриваем новый, простой и кажущийся лежащим прямо под ногами метод, максимально сохраняющий исходную ЭЭГ-ритмику и не требующий опоры на ЭОГ. Кроме того, ниже при оценке эффективности этого метода в сравнении с аналогами впервые за 50 лет научной публицистики по данной проблеме демонстрируется методика многостороннего численного и статистически достоверного доказательства его преимуществ.

ОСНОВЫ МЕТОДА

Для коррекции морганий необходимо, прежде всего, изучить их спектральные характеристики, что, к сожалению, нами не обнаружено в многочисленной за полвека литературе. Для этого нужно всего лишь получить специальную запись ЭЭГ с последовательными эпизодами морганий, непрерывно идущими друг за другом (рис. 1), и вычислить ее амплитудный спектр (рис. 2). Отсюда следует, что спектр морганий ограничен частотным диапазоном 0.1–4 Гц. Также очевидно, что в самих морганиях (рис. 1) присутствуют низкоамплитудные и более высокочастотные колебания сигнала, которые, несомненно, относятся к исходной ЭЭГ. И такие колебания необходимо сохранить в результирующей ЭЭГ в ходе удаления морганий.

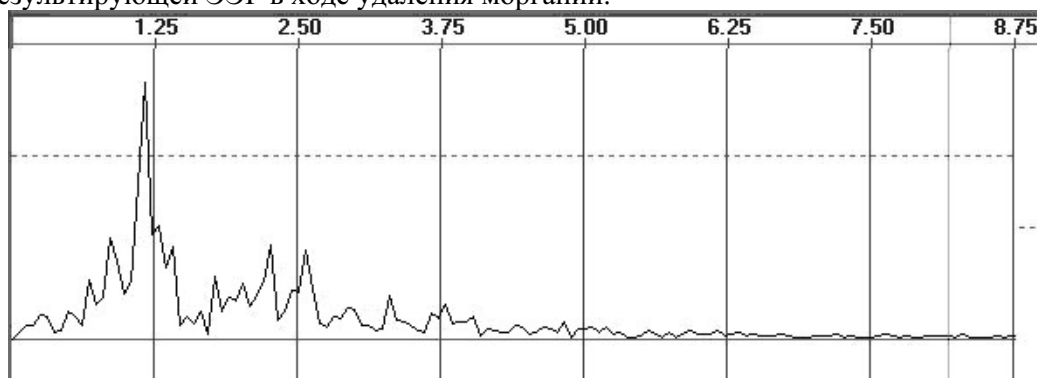


Рис.2. Амплитудный спектр морганий на рис. 1.

Основная идея предложенного метода состоит в коррекции только эпизодов морганий, не затрагивая участки нормальной ЭЭГ, что предполагает выполнение трех следующих этапов.

Этап 1. Обнаружение эпизодов морганий. Выбирается одно из лобных отведений с наиболее выраженными артефактами морганий, и производится его фильтрация в частотном диапазоне морганий 0–4 Гц методом двойного преобразования Фурье [3], характеризующегося отсутствием привносимых фазовых и амплитудных искажений в отличие от классической фильтрации. В полу-

ченном сигнале ищутся эпизоды превышения в 4 раза средней амплитуды ЭЭГ, которые фиксируются как моргания.

Этап 2. Определение временных интервалов морганий (рис. 3). От каждого момента обнаруженного превышения амплитуды в качестве левой границы моргания ищется момент смены знака первой производной отфильтрованного сигнала (от плюса к минусу), а в качестве правой границы моргания ищется второе пересечение нуля. Найденные интервальные границы для всех обнаруженных эпизодов морганий используются для последующей коррекции всех отведений исходной ЭЭГ.

Этап 3. Удаление морганий. ЭЭГ по каждому отведению фильтруется в частотной полосе 0–7 Гц³ и на каждом обнаруженном на этапе 2 интервале моргания из исходной ЭЭГ вычитается результат фильтрации. Таким образом получаем сохранение всей исходной ритмики ЭЭГ вне эпизодов морганий, а также всей ритмику ЭЭГ на частотах от 7 Гц и выше в самих эпизодах морганий.

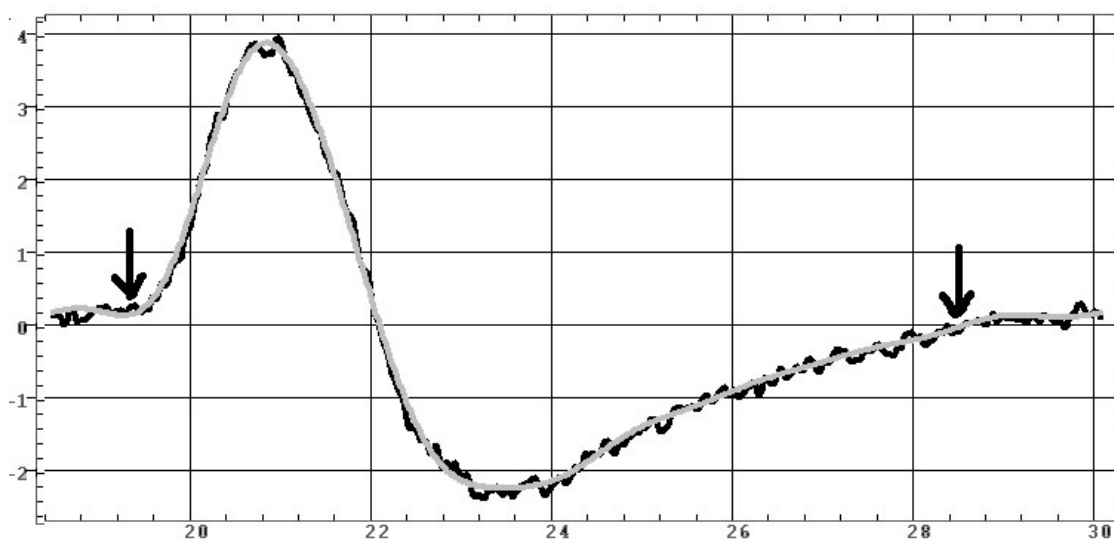


Рис. 3. Эпизод моргания (черный цвет) с наложенным результатом фильтрации в полосе 0–7 Гц (серый цвет), стрелками отмечены границы моргания

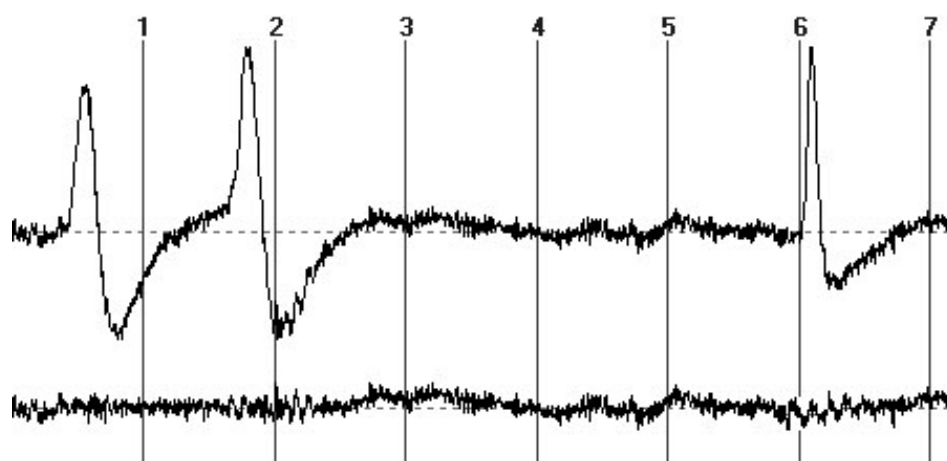


Рис. 4. 7-секундная запись ЭЭГ с тремя эпизодами моргания (вверху) и результат их коррекции (внизу)

³ Хотя, как мы видели выше, основная мощность морганий сосредоточена в полосе 0–4 Гц, но при быстрых сменах динамики (вблизи вершины артефакта и при переходе к аперриодическому участку) для центрированной аппроксимации сигнала необходимо расширение полосы фильтрации до 7 Гц.

СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ

Для сравнения результатов удаления артефактов морганий первоначально предполагалось ориентироваться на публикацию [8], где был использован ЭЭГ-анализатор WinEEG (продукция фирмы МИЦАР, С-Петербург, авторский проект В.А. Пономарева, 2005 г.), поскольку этот анализатор реализует три основных современных метода коррекции морганий: Р-ЭОГ, РСА и ИСА. В качестве тестовых данных использована 19-канальная запись ЭЭГ с одним каналом ЭОГ (вертикальное расположение электродов) длительностью 64 с, выполненная на Биологическом ф-те МГУ на ЭЭГ-регистраторе NVX-52 (производство фирмы МКС, г. Зеленоград) по системе 10–20% с частотой дискретизации 500 Гц. В данной записи присутствуют 19 артефактов морганий. Для сравнений результатов различных методов использовано лобное отведение F3, в высокой степени подверженное влиянию морганий.

На рис. 5 приведены результаты коррекции артефактов в WinEEG с использованием методов РСА и ИСА. Как следует из этого рисунка, метод главных компонент выполняет достаточно правдоподобную коррекцию (колонка *Скорректированная ЭЭГ*), но, как показывает столбец *Исключенные артефакты*, он удаляет из ЭЭГ также и низкоамплитудную ритмику, не относящуюся собственно к морганиям.

С другой стороны, метод независимых компонент совершенно не удаляет артефакты, а вместо этого привносит в результат неизвестно откуда взявшийся высокоамплитудный и высокочастотный шум. Таким образом, реализация данного метода является совершенно ошибочной, что ставит под сомнение достоверность результатов, изложенных в публикации [8] (оставим этот парадокс на совести автора-разработчика).

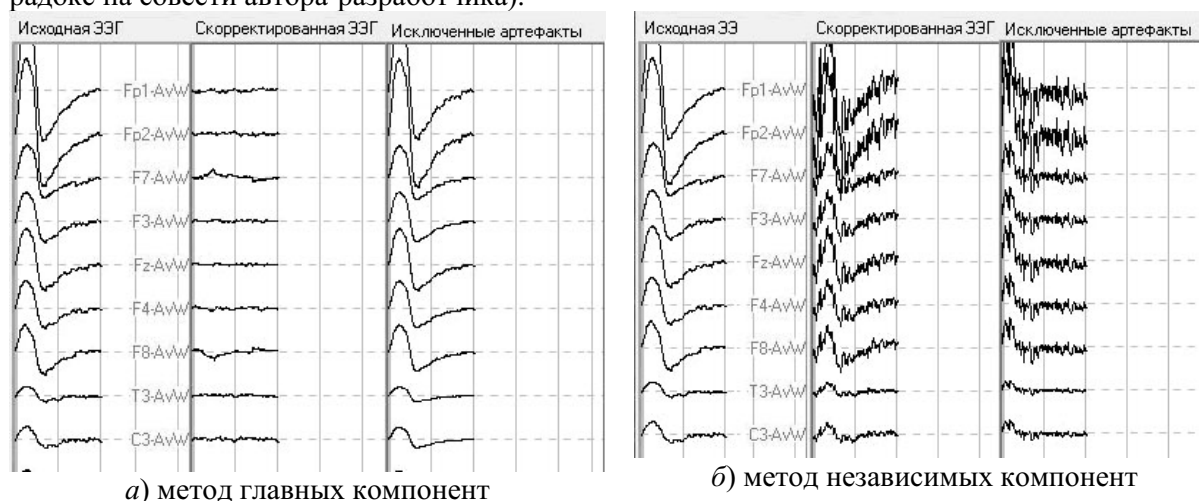


Рис. 5. Коррекция артефактов в ЭЭГ-анализаторе WinEEG

1. Метод главных компонент

В связи с вышеотмеченной ошибочностью реализации метода ИСА в WinEEG оценим только результат коррекции морганий методом РСА, используя в качестве эталона участок тестовой записи, не искаженных морганиями, то есть представляющий истинную ритмику ЭЭГ. Как следует из рис. 6 метод РСА резко искажают исходную ритмику ЭЭГ при низкой корреляции с неискаженной записью на уровне 0.31 и с достоверным уменьшением среднего от абсолютных значений амплитуды ЭЭГ с 97.14 ± 72.72 до 62.82 ± 46.57 мкВ, то есть более чем в 1.5 раза ($p < 10^{-7}$)⁴. Глубокие искажения проявляются и в амплитудно-частотной характеристике (рис. 7) при низкой общей корреляции с истинным спектром 0.31, что особенно заметно в статистике дифференцированно по частотным диапазонам (табл. 1) и выражается в подавлении средней амплитуды гармоник в 1.3–1.7 раза (кроме дельта-диапазона, где средняя амплитуда выше на 5%).

⁴ Во всех статистических сравнениях использован одновыборочный тест Стьюдента, поскольку распределение амплитуд в большинстве записей ЭЭГ подчиняется нормальному закону.

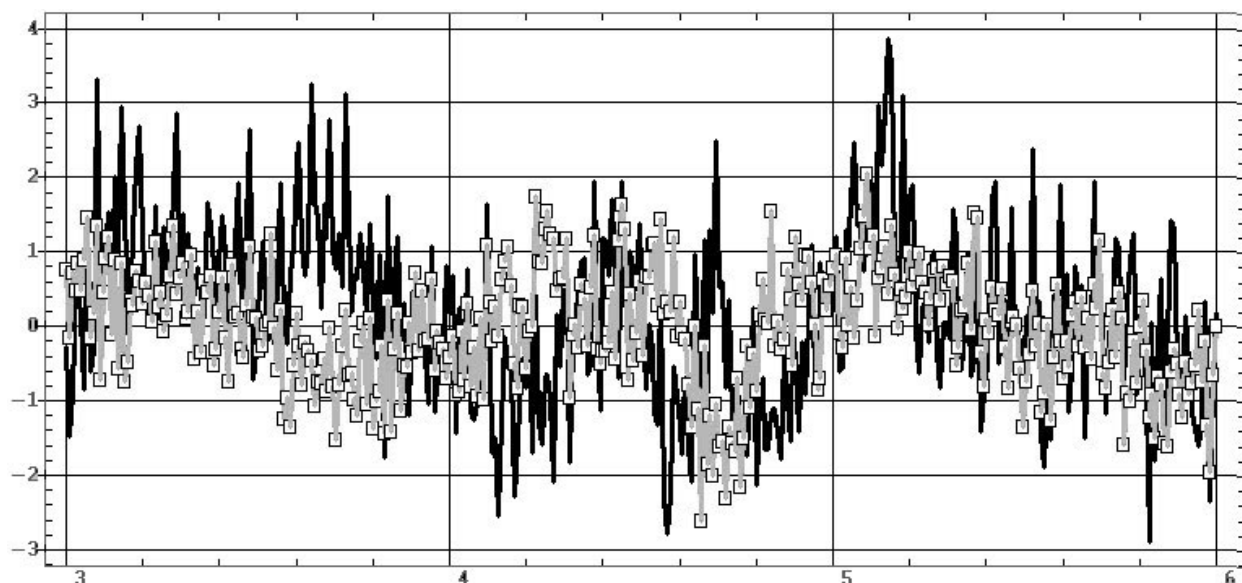


Рис. 6. Исходная ЭЭГ на участке, не затронутом морганиями (черный цвет), и результат удаления морганий методом главных компонент (серый цвет с квадратными метками)

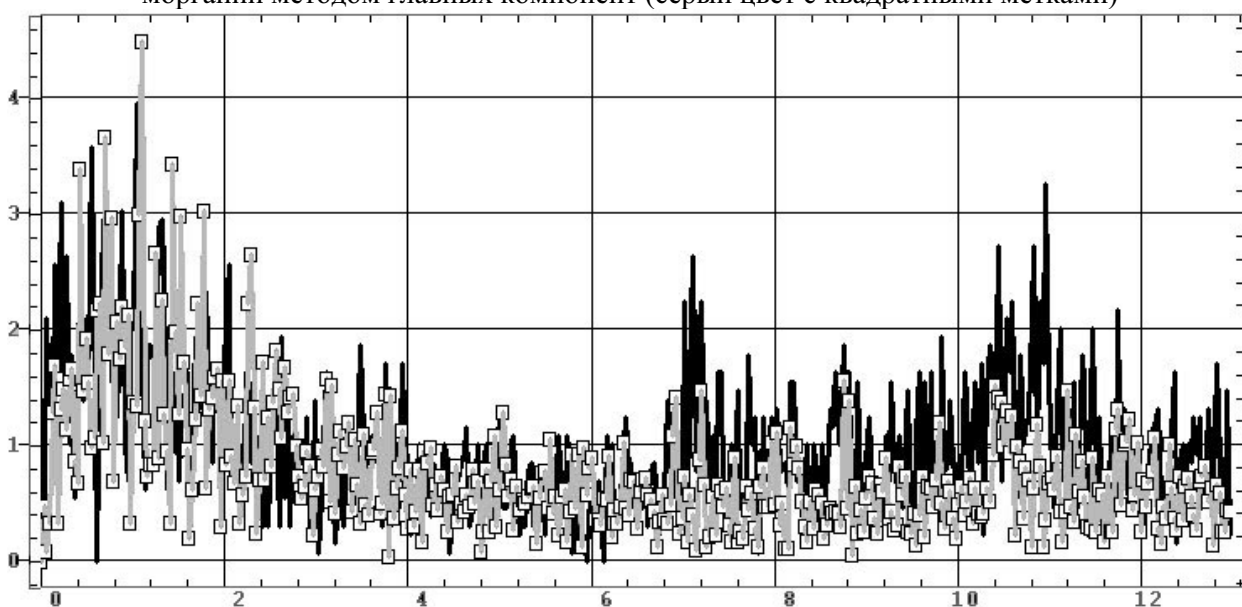


Рис. 7. Амплитудный спектр исходной ЭЭГ на участках, не затронутых морганиями (черный цвет) с наложенным спектром при удалении морганий методом главных компонент (серый цвет с квадратными метками)

Таблица 1. Искажения амплитудного спектра ЭЭГ по частотным диапазонам в результате удаления морганий методом главных компонент

Частотные диапазоны	Истинный спектр	Главные компоненты	Отношение	Значимость p
Delta	12.5 ± 7.9	13.2 ± 7.6	0.95	0.34
Tetha	7.3 ± 4.6	5.6 ± 2.7	1.3	0.0004
Alpha	10.2 ± 5.7	6.0 ± 3.3	1.7	$<10^{-7}$
Beta1	7.4 ± 3.7	4.6 ± 1.9	1.61	$<10^{-7}$
Beta2	7.2 ± 3.6	4.6 ± 2.3	1.57	$<10^{-9}$

2. Метод независимых компонент

В связи с вышеотмеченной ошибочностью реализации WinEEG тестирование метода ICA выполнено средствами известного анализатора EEGLab версии 7_13_1_1b, созданного в Калифорнийском университете США (1997–2009 гг., метод главных компонент EEGLab не реализует).

Как следует из рис. 8 метод ICA также искажают исходную ритмику ЭЭГ при более высокой корреляции с неискаженной записью на уровне 0.64, но также с достоверным уменьшением

среднего от абсолютных значений амплитуды с 96.9 ± 72.7 до 67.3 ± 50.0 мкВ, т.е. в 1.44 раза ($p < 10^{-7}$). Еще большие искажения проявляются в частотных характеристиках (рис. 9) с низкой корреляцией 0.44, что особенно заметно в статистике дифференцированно по частотным диапазонам (табл. 2) и выражается в подавлении средней амплитуды гармоник в 1.4–2.2 раза.

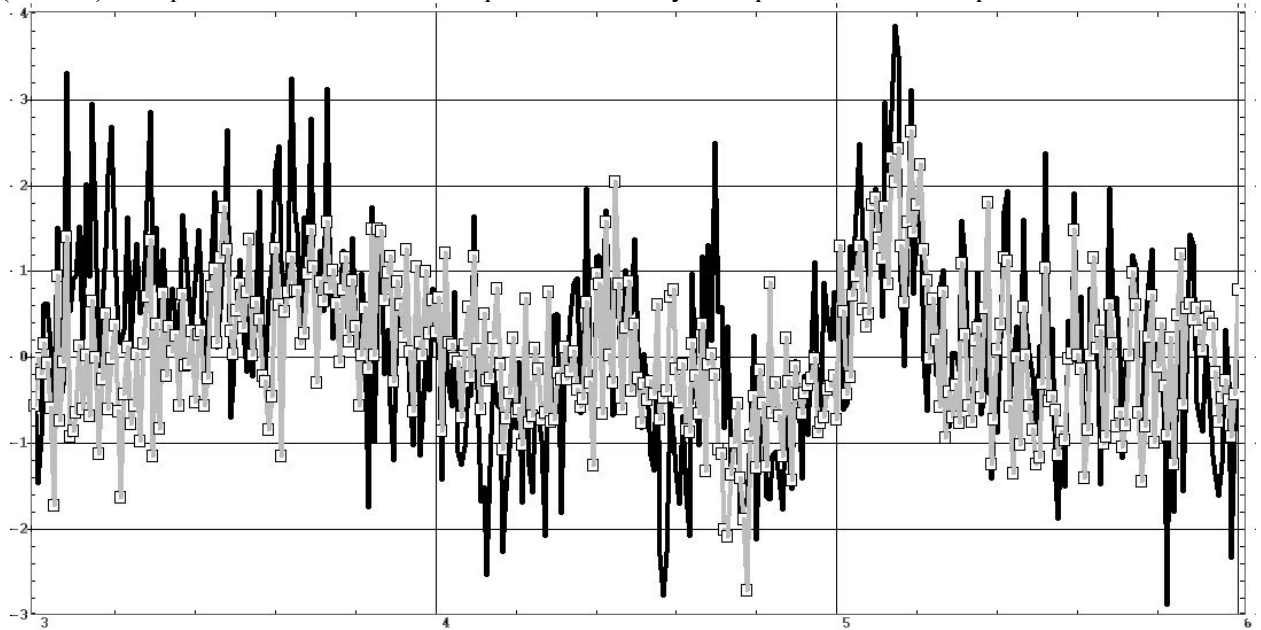


Рис. 8. Исходная ЭЭГ на участке, не затронутом морганиями (черный цвет), и результат удаления морганий методом независимых компонент (серый цвет с квадратными метками)

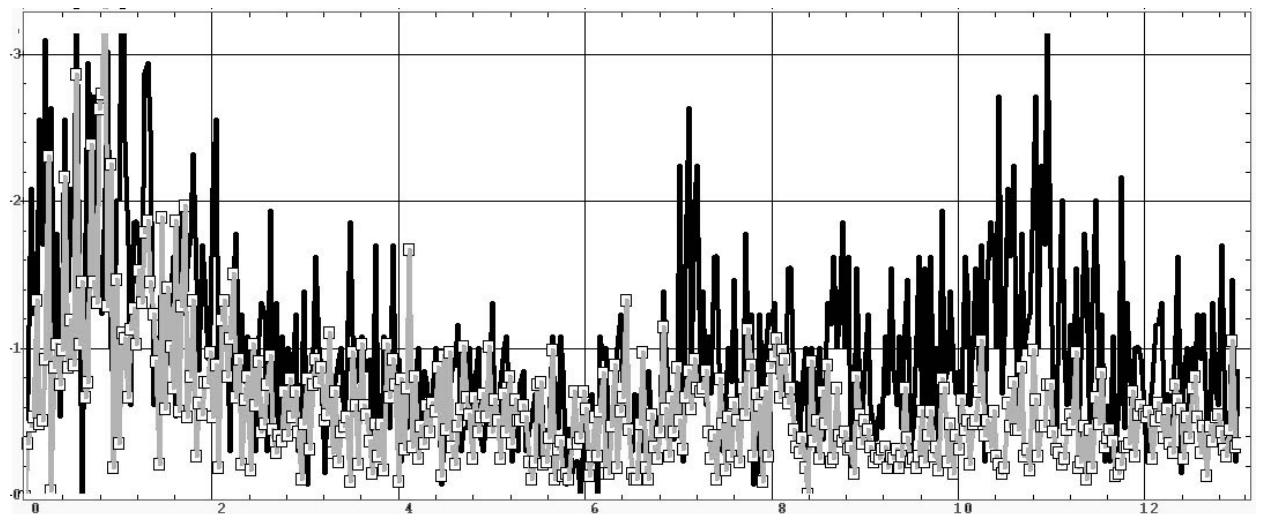


Рис. 9. Амплитудный спектр ЭЭГ при локальном удалении морганий (черный цвет) и методом независимых компонент (серый цвет с квадратными метками)

Таблица 2. Искажения амплитудного спектра ЭЭГ по частотным диапазонам в результате удаления морганий методом независимых компонент

Частотные диапазоны	Истинный спектр	Независимые компоненты	Отношение	Значимость p
Delta	13.2 ± 7.6	9.1 ± 6.1	1.38	0.0004
Tetha	7.3 ± 4.6	5.3 ± 2.9	2.22	0.0008
Alpha	10.2 ± 5.7	4.6 ± 2.2	1.54	$< 10^{-9}$
Beta1	7.4 ± 3.7	4.8 ± 2.7	1.38	$< 10^{-6}$
Beta2	7.2 ± 3.6	5.2 ± 2.8	1.45	$< 10^{-7}$

Заключение. Принципиальный инструментальный недостаток двух рассмотренных методов факторного анализа состоит в том, что положение первой факторной оси, хотя и определяется вектором наибольшей дисперсии анализируемых данных (в данном случае – это дисперсия высо-

коамплитудных морганий), но на эту же ось частично проецируется и дисперсия более низкоамплитудной ритмики ЭЭГ. Поэтому при удалении из записи ЭЭГ первого компонента частично искажается и низкоамплитудная ритмика.

Как следует из сравнения искажений, вносимых в ЭЭГ (табл. 1, 2), единственная альтернатива здесь сводится к выбору между плохим методом и еще более плохим.

3. Метод регрессии по ЭОГ

Метод Р-ЭОГ сейчас сравнительно реже применяется на практике, что определено рядом причин. Во-первых, это требует определенных усилий и навыков от экспериментатора в связи с особой техникой наложения миниатюрных электродов вблизи глазного яблока. Во-вторых, это стесняет естественное поведение испытуемого ощущениями электродов и отводящих проводов около глаз. В-третьих, сама запись ЭОГ межиндивидуально и инструментально вариативна, и далеко не всегда моргания на ЭОГ по своей динамике хорошо воспроизводят моргания на ЭЭГ, что не позволяет построить между ними хорошие регрессионные зависимости.

Анализатор EEGLab не реализует данный метод, а реализация в WinEEG, также как и в случае ICA представляется некорректной. Действительно, несколько выполненных нами проб с качественными записями показали, что, удовлетворительно подавляя ЭОГ в лобных отведениях, в центральных, височных и теменных отведениях на месте якобы удаления появляются артефакты инвертированной формы, амплитудный перепад которых достигает 70% от исходного (своеобразный «зеркальный эффект»)⁵. Поэтому, в данном случае был использован комплексный анализатор CONAN, где метод регрессионной коррекции влияния сигнала-индуктора на ЭЭГ был реализован еще в далеком 1998 г.

Проверка метода на высококачественных записях, где моргания на ЭОГ и ЭЭГ хорошо совпадали по форме, а в промежутках ЭОГ была стабильна относительно нуля (рис.10а), дала хорошие результаты, характеризующиеся высокой корреляцией с неискаженной записью и ее спектром на уровне 0.89–0.95, а также незначительными изменениями в средних значениях с достоверным принятием нулевых гипотез отсутствия статистических различий.

Если же форма морганий на ЭОГ отличается от наблюдаемой на ЭЭГ, а в промежутках ЭОГ нестабильна и включает различные колебания и скачки (рис.10б), то удаления артефактов на ЭЭГ не происходит, а наблюдается только небольшое снижение амплитуды пиков (на 10–15%), к счастью, также без особого вреда для общей ритмики безартефактных участков ЭЭГ. Межиндивидуальная вариативность ЭОГ, методические особенности проведения экспериментов, невысокая квалификация персонала и качество аппаратуры приводят к тому, что большинство записей ЭОГ относится к категории рис. 10б, и применение метода Р-ЭОГ не дает эффекта.

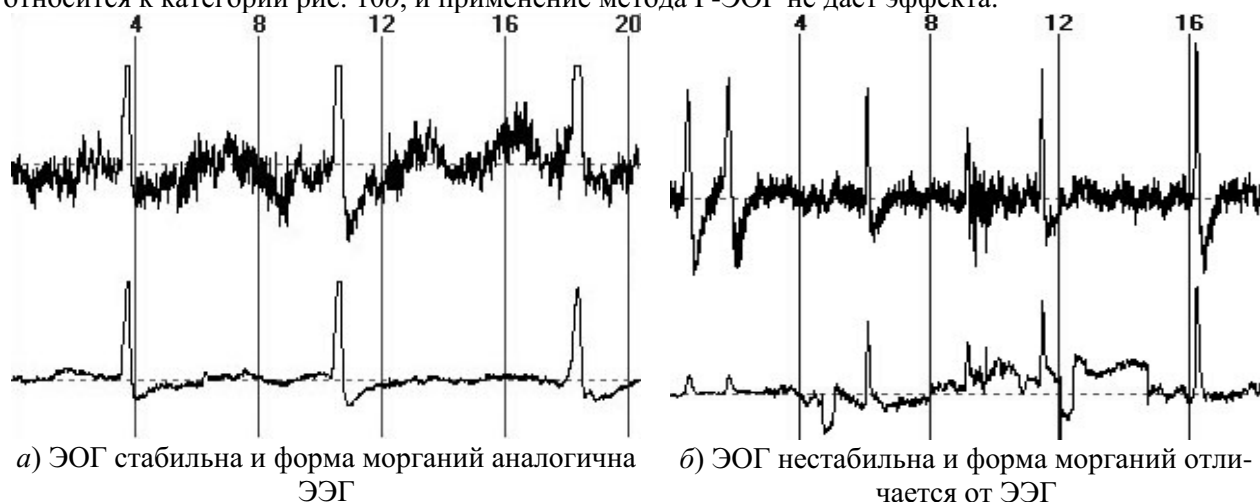


Рис.10. Соотношения записей морганий на ЭЭГ (вверху) и ЭОГ (внизу)

⁵ Поразительно, что столь грубая ошибка программирования относится к вычислению коэффициентов линейной регрессии между двумя парными переменными вида $Y=aX+b$, что является простейшей аналитической задачей, доступной для реализации даже школьнику.

ОБСУЖДЕНИЕ

Рассматривая в целом имеющиеся вычислительные средства для коррекции морганий, прежде всего, отметим выявленные грубые ошибки их реализации в анализаторе WinEEG. При этом WinEEG имеет сертификаты качества и соответствия, включая и зарубежные, он закуплен многими медицинскими учреждениями – нетрудно представить, какого качества диагнозы ставят пользующиеся этими средствами врачи. Серьезные пробелы в отношении полноты первоочередных методов анализа ЭЭГ имеет и широко известный и популярный заокеанский анализатор EEGLab. Сопроводительная документация обоих пакетов характерна многочисленными пробелами и низким уровнем дидактичности, вызывая необходимость постоянно обращаться за консультациями к разработчикам. Подобные же огрехи отмечены выше во введении применительно к творениям китайских, саратовских и других инноваторов. По-видимому, этими примерами ситуация далеко не исчерпывается, если ее более глубоко изучить. Все это является прямым следствием тотального отсутствия системы независимого метрологического контроля, тестирования и оценки средств вычислительного и компьютерного анализа ЭЭГ, чему посвящена специальная публикация [6], а также целый ряд работ, в ней упоминающихся.

Что же касается рассматриваемой задачи в целом, то она имеет сугубо ограниченный и локальный характер. Действительно, во-первых, значительная часть исследований проводится в состоянии с закрытыми глазами, когда эффекты морганий отсутствуют. Во-вторых, при открытых глазах мало кого из исследователей интересует анализ дельта-диапазона, где собственно и сосредоточена основная мощность морганий, поскольку этот диапазон подвержен влиянию множества посторонних факторов, не имеющих отношения к природе ЭЭГ. В определенной степени это относится и к тета-диапазону. Так в исследовании [4] показано, что этот диапазон сравнительно мало информативен в плане дифференциации различных функциональных состояний даже при закрытых глазах. При открытых же глазах исследователей, в основном, интересует альфа-диапазон, как индикатор расслабления, снижения уровня бодрствования и деконцентрации внимания, а также бета-диапазоны, как индикаторы сосредоточения и усиления мыслительной деятельности. В-третьих, единственное негативное влияние морганий проявляется только в области исследований классических эндогенных вызванных потенциалов (ERP) и только при использовании зрительных (а не слуховых или соматосенсорных) стимулов, где они могут исказить результаты усреднения относительно небольшого числа (20–50) выполненных ЭЭГ-записей в ответ на стимулы. Кроме того, моргания не влияют и на усреднение рефлекторных ВП, отличающихся короткой длительностью (10–500 мс) и множественными записями реакций на стимулы (100–1000), при усреднении которых эффективно работает автоматическая отбраковка записей с феноменами превышения заданного амплитудного порога. Не существенны моргания и при новой методике исследования когнитивных ВП синхронизации/десинхронизации (ERS/ERD), где используются альфа и бета-диапазоны, не подверженные влиянию морганий, и перед усреднением их ритмика вычленяется из ЭЭГ предварительной фильтрацией.

Итак, в данной работе изложен новый метод корректного удаления артефактов морганий, максимально сохраняющий исходную ритмику ЭЭГ. Достоверно и многосторонне доказано, что в этом отношении он превосходит наиболее распространенные современные аналоги, основанные на вычислении главных и независимых компонент и нестабильный метод регрессии по электроокулограмме.

Литература

1. Короновский А.А., Храмов А.Е., Москаленко О.И., Грубов В.В. Способ удаления глазо-двигательных артефактов на электроэнцефалограмме. Патент №2560338, 20.08.2015 Бюлл. Федер. служ. по интелл. собст. №23.
2. Грубов В.В., Овчинников А.А., Ситникова Е.Ю., Короновский А.А., Храмов А.Е. Вейвлетный анализ сонных веретен на ЭЭГ и разработка метода их автоматической диагностики. Известия вузов. Приклад. нелиней. динамика. 2011. (19) 4: 91–108.
3. Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология / изд. 3-е, перераб.и дополн.. М.: Изд-во МГУ. 2002. 378 с.
4. Кулаичев А.П. Сравнительный анализ корреляционной синхронности и амплитудных соотношений ЭЭГ в ночном сне. Журн. высш. нерв. деят. 2012. 62(1): 108–119.
5. Кулаичев А.П. Критика вейвлет анализа ЭЭГ. Актуал. пробл. гумм. и ест. наук. 2016. 12-1:47–57.

6. Кулаичев А.П. Метрология вычислительного анализа ЭЭГ. Актуал. пробл. гумм. и ест. наук. 2018. 8(115):17–22.
7. Руннова А.Е., Журавлев М.О., Ситникова Е.Ю., Короновский А.А., Храмов А.Е. Метод удаления глазодвигательных артефактов на ЭЭГ человека при распознавании неоднозначного зрительного образа. Информ-управл. сист. 2017. 5: 105–112.
8. Терещенко Е.П., Пономарев В.А., Кропотов Ю.Д., Мюллер А. Сравнение эффективности различных методов удаления артефактов морганий при анализе количественной электроэнцефалограммы и вызванных потенциалов. Физиол. чел. 2009. (35)2: 124–131.
9. Hillyard S.A., Gallambos R. Eye movement artifact in the CNV. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 1970. 28: 173–182.
10. Girton D.G., Kamiya J. Simple on line technique for removing eye-movement artifacts from the EEG, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 1973. 34: 212-216
11. Gratton, G. Dealing with artifacts: *Behavior Research Methods. Instrum.&Comp.* 1998 30: 44–53.
12. Liu T., Yao D. Method for removing ocular artifacts in brain-electrical signal. Patent for invention CN 101474070. 2009.
13. Joyce, C.A., Gorodnitsky, I.F., Kutas, M. Automatic removal of eye movement and blink artifacts from EEG data using blind component separation. *Psychophysiology.* 2004. 41: 313–325.
14. Kulaichev A.P. Comparison of real EEG references with and without zero potential according resulting topography differences. *Int. J. Psychol. Brain Sci.* 2017. (2)1: 18–27.
15. Schlogl A., Keinrath C., Zimmermann D., et al. A fully automated correction method of EOG artifacts in EEG recordings. *Clin. Neurophys.* 2007. 118: 98–104.
16. Toole D.M., Iacono W.G. An evaluation of different techniques for removing eye blinkrelated artifact from the visual evoked response recordings *Psychophysiol.* 1987. 24: 487–497.
17. Turnip A., Setiawan I.R., Junaidi E., Nguyen Le Hoa. An experiment of ocular artifacts elimination from EEG signals using ICA and PCA methods. *Mechatronics, Electr. Power and Vehicular Technol.* 2014. 5: 129–138.
18. Yao D. A method to standardize a reference of scalp EEG recordings to a point at infinity. *Physiol. Meas.* 2001. 22: 693–711.