

# Неискажающая режекция артефактов в сигналах ЭЭГ отведений

Сергеев В.Г., Кириченко В.А., Кисельгов Е.Н.  
Национальный Аэрокосмический Университет «ХАИ», НТЦ РЭМПТ «ХАИ МЕДИКА»,  
г. Харьков

**Резюме.** Рассматриваются возможности использования метода **Independent Component Analysis (ICA)** для неискажающей режекции артефактов в сигналах **ЭЭГ** отведений. Основываясь на опыте реализации данного метода в программе **НЕЙРОКОМ**, в статье обсуждаются условия применимости **ICA** технологии для решения подобных задач, оцениваются получаемые преимущества, по сравнению с ранее используемыми методиками, приводятся конкретные примеры обработки **ЭЭГ** данных и обсуждаются полученные результаты.

**Ключевые слова:** электроэнцефалография, анализ независимых компонентов, ЭЭГ феномены, пространственная локализация, анализ, когерентное накопление.

Необходимость анализа крайне низкоамплитудных сигналов мозговой активности, регистрируемых на поверхности скальпа, ставит исследователей электрической активности мозга в очень сложные условия работы с сигналами в присутствии помех, амплитуда которых порой может превышать амплитуду полезных **ЭЭГ** сигналов в сотни раз.

Стандартные попытки использования частотной фильтрации для подавления помех, как правило, не приводят к улучшению ситуации, поскольку, практически всегда, частотные диапазоны имеющихся помех и электрической активности мозга перекрываются.

Использование алгоритмов подавления помех, основанных на имеющейся априорной информации о них, также оказалось малоэффективным, поскольку, в лучшем случае, позволяло устранить лишь какой-то узкий класс помех, к тому же, прихватив и значительную долю истинной **ЭЭГ** активности.

В настоящее время практические достижения в борьбе с артефактами, как нам кажется, получены лишь в направлении совершенствования аппаратной части существующих **ЭЭГ** комплексов. В высококачественных электроэнцефалографах сегодня используются малошумящие **ЭЭГ** усилители, с уровнем приведенных ко входу шумов не превышающим 0.8 мкВ (р/р) и коэффициентом подавления синфазных помех более 120 дБ. Разработаны и используются электроды с относительно стабильными и малыми значениями поляризационной **ЭДС**. Однако предлагаемые в современных **ЭЭГ** комплексах методы обработки зарегистрированных данных, предназначенные для подавления помеховых составляющих сигналов, остаются весьма примитивными.

Наиболее широко используемый в настоящее время способ борьбы с артефактами - физическое вырезание артефактных временных участков записи (да еще непосредственно в процессе регистрации **ЭЭГ**). Очевидно, что при таком способе подавления помех, из-за артефакта в одном канале должен удаляться весь временной участок многоканальной записи, содержащий артефакт. Устраняя один артефакт, создается новый - в месте стыковки оставшихся безартефактных участков **ЭЭГ**. В стремлении получить «чистую запись» существенно уменьшается ее длительность.

Можно сказать, что сегодня задача борьбы с электродными, физиологическими и, тем более, синхронными со стимулами (при работе с вызванными потенциалами) артефактами все еще не нашла решения.

Конкретизируя задачу предстоящего рассмотрения, заметим, что при работе с **ЭЭГ** данными, как правило, приходится сталкиваться со следующими основными типами артефактов:

- § электродными артефактами, возникающими при изменении поляризационной **ЭДС**, генерируемой кожно-электродными переходами;
- § физиологическими артефактами, связанными с регистрацией миографических потенциалов, возникающих при различных мышечных напряжениях, и потенциалов, связанных с поворотами глазных диполей;
- § физиологическими артефактами, связанными с регистрацией **ЭКГ** и пульсовых колебаний, возникающих за счет совместного влияния пульсаций скальповых сосудов и изменения поляризационной **ЭДС** кожно-электродного перехода;
- § синхронизированных стимулами физиологическими артефактами при работе с **ВП**;

§ артефактами, создаваемыми электромагнитными полями промышленного переменного тока частоты 50 (60) Гц.

Эффективным средством борьбы с артефактами, создаваемыми электромагнитными полями промышленного переменного тока является использование качественных **ЭЭГ** усилителей с высоким коэффициентом подавления синфазных помех и применение программных режекторных фильтров.

В основном, эту проблему сегодня можно считать решенной, хотя следует помнить, что узкополосные режекторные фильтры могут создавать дополнительные неприятности, вызывая специфические отклики, «звон», при воздействии на них высокоамплитудных коротких импульсных сигналов, например, спайков или острых волн.

Что же касается остальных типов артефактов, то, как уже было сказано, радикального решения задачи их режекции в существующих сегодня электроэнцефалографических комплексах до сих пор нет, поэтому режекция именно этих типов артефактов и будет основным вопросом последующего изложения.

Более пятидесяти лет назад впервые была сформулирована задача обработки **ЭЭГ** данных, получившая впоследствии название **Blind Source Separation (BSS)** (слепое разделение сигналов источников), основное содержание которой сводилось к следующему.

Предполагалось (вполне обоснованно), что каждый из сигналов **ЭЭГ** отведений представляет собой сумму сигналов множества источников мозговой активности, взятых с весами, определяемыми взаимным пространственным расположением конкретного источника активности и соответствующего активного электрода отведения на скальпе. Кроме полезных сигналов, в сигналах отведений в определенных весовых соотношениях предполагалось и присутствие составляющих различных артефактов.

Поскольку, как правило, одновременно регистрируется множество сигналов отведений – множество вариантов упомянутых сумм сигналов источников, в каждом из которых представлены одни и те же источники, но с разными и неизвестными весами, то ставился вопрос о возможности нахождения алгоритма перехода от сигналов регистрируемых отведений к сигналам существующих источников, вопрос о возможности нахождения пары матриц, обеспечивающих взаимное преобразование данных из одного представления в другое.

Чрезвычайная важность задачи была очевидна, поскольку ее решение предоставляло необыкновенно широкие возможности последующей обработки **ЭЭГ** данных – выделения сигналов источников **ЭЭГ** феноменов, пространственной локализации этих источников, неискажающей режекции артефактов, и т.д.

В данной работе мы остановимся лишь на одной возможности, предоставляемой решением задачи **Blind Source Separation** - неискажающей режекции артефактов в сигналах **ЭЭГ** отведений.

Предположим, что задача **BSS** решена. Тогда можно было бы предложить следующий, достаточно простой способ устранения имеющихся артефактов:

1. сигналы **ЭЭГ** отведений преобразуются в совокупность сигналов отдельных источников. Конечно же, это будут сигналы источников электрической активности мозга, с характерными для каждого из них весами в сигналах **ЭЭГ** отведений. Это будут сигналы источников поляризионных **ЭДС**, образующихся в каждом кожно-электродном переходе при установке электродов на скальпе. Заметим, что эти источники будут иметь свое характерное распределение весовых коэффициентов в сигналах **ЭЭГ** отведений. Это будут сигналы источников всевозможных физиологических артефактов (**ЭКГ**, **ОКГ**, миографических, реографических), каждый из которых также будет иметь свое специфическое распределение весовых коэффициентов в сигналах **ЭЭГ** отведений. Наконец, это будут сигналы источника сетевых наводок, и распределение его весовых коэффициентов в сигналах отведений также будет определяться полученной парой весовых матриц;
2. выполняется анализ полученных сигналов источников и распределения их весовых коэффициентов с целью распознавания компонентов электродных, различных физиологических и сетевых артефактов;
3. проводится восстановление сигналов **ЭЭГ** отведений из сигналов источников, т.е., строится композиция сигналов источников для каждого отведения (в соответствии с имеющейся матрицей весовых коэффициентов), с предварительным исключением из композиции компонентов источников, которые были признаны артефактными.

Т.е., если всю регистрируемую активность удастся представить в виде композиции отдельных компонентов, если известны характерные особенности компонентов-артефактов, например, характерное распределение весов в сигналах отведений, временные или частотные образы артефактов, и т.д., то ничто не мешает отделить компоненты артефактных источников и провести композицию всех оставшихся компонентов для восстановления истинного вида сигналов отведений, не искаженных влиянием артефактов и сохранивших исходную длительность записи. При таком подходе уже не придется вырезать артефактные временные участки сигналов отведений, содержащие как помеху, так и собственно **ЭЭГ** активность. Прицельно будет вырезана только лишь активность артефактных источников.

Единственными требованиями для успешной реализации предлагаемой методики неискажающей режекции артефактов были бы: возможность представления сигналов отдельных источников артефактов в виде отдельных компонентов, и правильное распознавание компонентов имеющихся артефактов.

Понимая перспективность решения задачи **Blind Source Separation**, на протяжении последних нескольких десятков лет более или менее успешные попытки ее решения предпринимались различными исследователями. В соответствии с предлагаемыми вариантами видоизменялись и применяемые конструктивные и программные решения, используемые в разрабатываемых **ЭЭГ** комплексах. Так, в 80<sup>х</sup> годах прошлого века в некоторых наиболее совершенных компьютерных комплексах западных производителей была предпринята попытка избирательной режекции некоторых физиологических артефактов, синхронно с **ЭЭГ** зарегистрированных “в чистом виде”. В усилители биопотенциалов этих комплексов были введены дополнительные каналы регистрации сигналов физиологических артефактов “в чистом виде” (например, были введены каналы регистрации **ОКГ** и **ЭКГ** сигналов), с возможностью последующего вычитания (с определенными весами и фазами для каждого **ЭЭГ** канала) артефактных сигналов из регистрируемых **ЭЭГ** сигналов.

Однако оказалось, что, практически всегда, пользователи сталкивались со значительными трудностями при определении весовых коэффициентов «чистых» артефактов в сигналах **ЭЭГ** отведений, для последующего их вычитания. Кроме того, дополнительно устанавливаемые электроды, например, для регистрации **ОКГ** сигналов, как правило, регистрировали артефактные сигналы не “в чистом виде”, а в сумме с составляющими мозговой активности, которые, к сожалению, также частично подавлялись в сигналах **ЭЭГ** отведений при последующем вычитании.

В 90<sup>х</sup> годах **Principal Component Analysis (Berg and Scherg, 1991)** был предложен как один из вариантов решения задачи **Blind Source Separation** для реализации метода устранения глазодвигательных артефактов, однако и этот метод не позволил полностью решить проблему, особенно, когда **ЭЭГ** активность имела амплитуду, сравнимую с полезным **ЭЭГ** сигналом.

И только в конце 90<sup>-ых</sup> годов прошлого века рядом авторов (**Bell, Sejnowski, 1995; Cardoso, Laheld, 1996; Lee, Girolami, 1999**) был предложен действительно эффективный способ решения задачи **Blind Source Separation** - использование технологии **Independent Component Analysis (ICA)**, который, с некоторыми усовершенствованиями, остается наилучшим и по сегодняшний день. [1-3]

Технология **ICA** была разработана для условий, когда сигналы источников в «чистом» виде не наблюдаются, когда нет никакой априорной информации о законах смешивания сигналов источников в реально наблюдаемых сигналах, и, кроме того, когда реально наблюдаемые сигналы представляют собой линейную комбинацию сигналов источников, а сами источники – независимы.

Итак, корректное использование **ICA** технологии для преобразования **ЭЭГ** сигналов в сигналы источников требует выполнения следующих условий:

- **ЭЭГ** данные, регистрируемые поверхностными скальповыми электродами, должны быть линейной комбинацией сигналов независимых, пространственно фиксированных, разделенных или перекрывающихся источников, количество которых не превосходит количества используемых отведений;
- временные задержки, возникающие при распространении сигналов в объеме мозга должны быть малыми.

Эти условия вполне приемлемы, хотя следует четко представлять, что они могут служить источником и некоторых ограничений:

- поскольку реальное количество независимых источников **ЭЭГ** активности в каждом конкретном случае неизвестно, может сложиться ситуация, когда их количество будет больше, чем количество используемых отведений. В этом случае энергетически наиболее слабые источники не смогут быть представлены компонентами соло-источников, и появятся компоненты, представляющие активность групп источников;
- требование статистической независимости сигналов источников не может быть удовлетворено, если объем данных недостаточно велик, т.е., если анализируемый временной интервал недостаточно продолжителен, или, если в течение некоторых временных промежутков, топографическое распределение активности источников в имеющихся исходных данных всегда представлено неизменной относительной активностью какой-либо группы источников. В последнем случае **ICA** может выделить компонент, описывающий их совместную активность, плюс отдельные компоненты, описывающие их активность в период соло-активности;
- по-видимому, при достаточно длительных анализируемых временных интервалах, требование пространственной фиксированности положения источников **ЭЭГ** активности реально может не выполняться.

В 1996 г. **Bell** и **Sejnowski** впервые предложили использовать технологию **ICA** для борьбы с артефактами. Они продемонстрировали принципиальную возможность использования **ICA** алгоритма для отделения **ЭЭГ** активности от миографических, окулографических и кардиографических артефактов. Аналогичные выводы были получены **Girolami (1998)** и **Lee (1999)**, которые также использовали **ICA** технологию для режекции многообразных артефактов (включая **ОКГ**, **МГ**, **ЭКГ** сигналы и помехи питающей сети) в **ЭЭГ** данных.

В решении задачи режекции артефактов можно назвать, по меньшей мере, четыре преимущества **ICA** технологии по сравнению с другими методами подавления артефактов:

- **ICA** технология разделяет **ЭЭГ** данные и присутствующие в записи артефакты на независимые компоненты, базируясь, исключительно, на характеристиках сигналов **ЭЭГ** отведений, не требуя дополнительных каналов регистрации данных, для записи "в чистом виде" артефактов каждого типа;
- **ICA** технология после коррекции артефактов предоставляет в распоряжение все исходные данные, в противовес другим методам, дающим существенное уменьшение объема входных данных;
- в отличие от регрессионных методов, **ICA** технология эффективно устраняет артефакты и сохраняет данные **ЭЭГ** активности в сигналах всех отведений, включая отведения, пространственно расположенные в непосредственной близости к источникам артефактов;
- **ICA** технология (и только она) позволяет подавлять синхронные со стимулами артефакты, возникающие при работе с вызванными потенциалами.

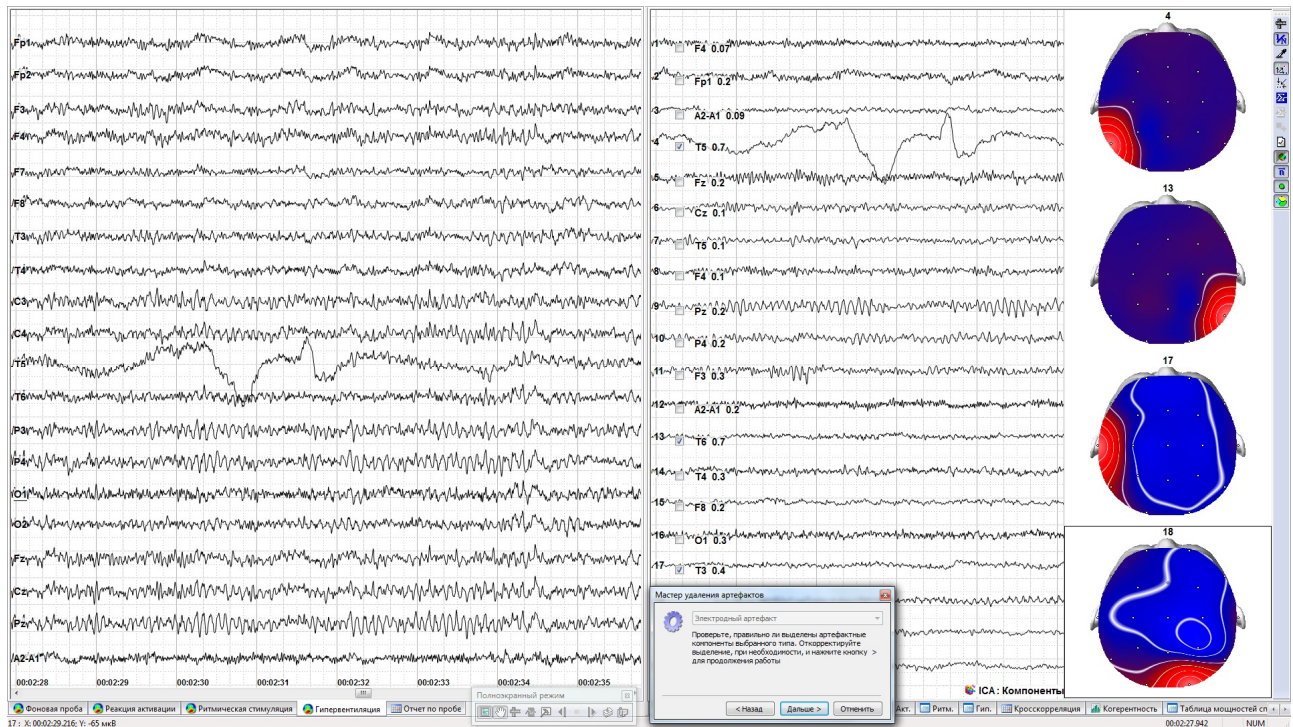
К сожалению, ограниченный объем статьи не позволяет продемонстрировать все возможности **ICA** технологии, и потому, как уже говорилось, рассмотрим лишь аспекты, связанные с подавлением артефактов. Все остальные материалы можно найти на нашем сайте: [www: xai-medica.com](http://www.xai-medica.com) и в [4].

На нескольких примерах попытаемся продемонстрировать возможности рассматриваемого метода подавления артефактов, реализованного в программе **НЕЙРОКОМ**, и позволяющего решить не только задачу неискажающей режекции электродных и физиологических артефактов, но и режекцию синхронных со стимулами артефактов при работе с вызванными потенциалами (**ВП**).

Рассмотрим пример подавления электродных артефактов.

На **Рис.1**, слева, приведена запись временного участка **ЭЭГ** сигналов с ярко выраженным электродным артефактом в отведении **T5**.

Каким образом, на основании каких рассуждений врач делает вывод о принадлежности какого-то феномена в сигнале отведения к электродному артефакту? Очевидно, определяющим является представленность данного феномена в нескольких соседних отведениях. Электрическая активность мозга не может регистрироваться в единственном отведении, в то время как конкретный электродный артефакт всегда отображается исключительно в одном единственном отведении (кроме электродного артефакта в референтном электроде, который совершенно одинаково представлен во всех отведениях).



**Рис.1** Разложение ЭЭГ данных (слева) на независимые компоненты (справа)

Значит, критерием принадлежности компонента **ICA** разложения к электродным артефактам может служить специфическое распределение веса компонента в сигналах ЭЭГ отведений. Равномерное распределение весовых коэффициентов в строке матрицы **ICA** разложения определяет компонент электродного артефакта в референтном электроде, а единственный весовой коэффициент в строке матрицы, намного превосходящий все остальные, примерно одинаковые коэффициенты строки, определяет компонент электродного артефакта в активном электроде.

На **Рис.1**, справа представлен результат **ICA** разложения временного участка ЭЭГ (показанного слева) на независимые компоненты, где совершенно ясно видно, что наблюдаемый в отведении **T5** электродный артефакт выделился в отдельный компонент - **ICA 4**. Здесь же указано, что этот компонент с наибольшим весом (0.7) представлен в отведении **T5**, и показана карта распределения веса компонента в сигналах отведений (верхняя карта), подтверждающая, что практически весь вес компонента сосредоточен в отведении **T5**. В соответствии с выводами, сделанными в предыдущем абзаце, этот компонент смело можно отнести к компонентам электродных артефактов в активных электродах.

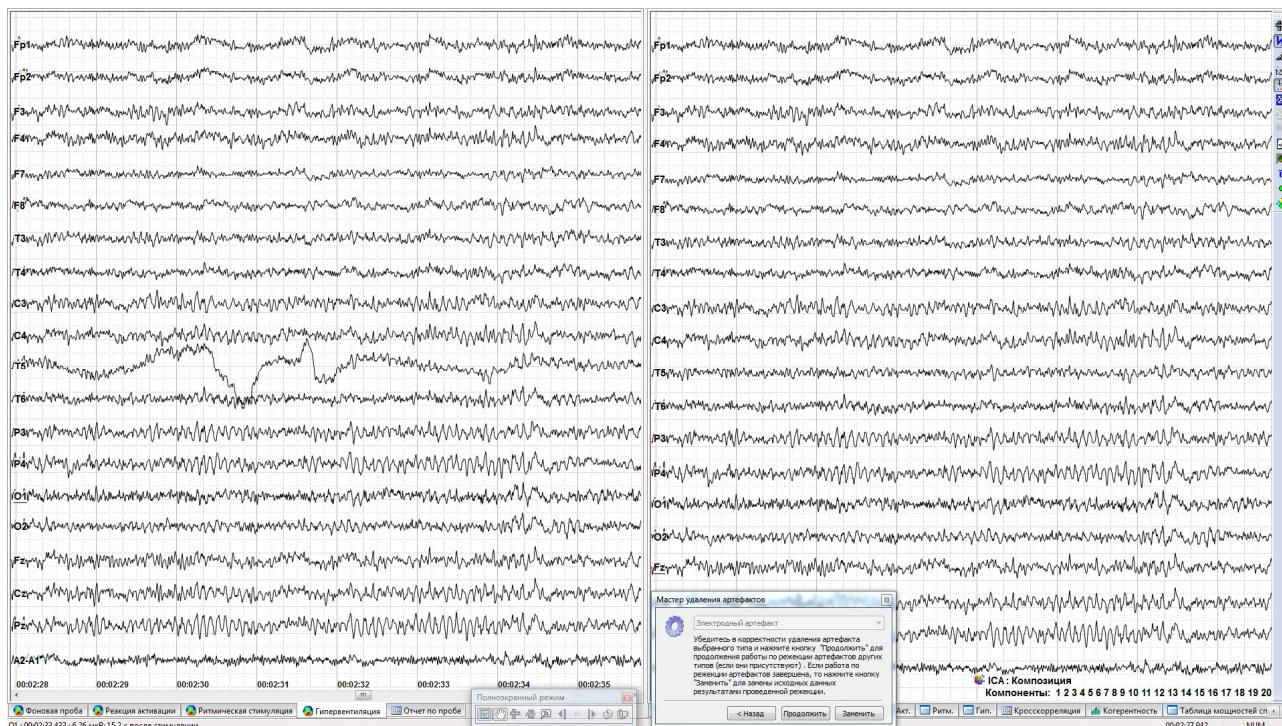
По этим же соображениям, к компонентам электродных артефактов в активных электродах следует отнести и компоненты **ICA 13**, **ICA 17** и **ICA 18**. Несколько меньшие значения максимального веса в отведениях для компонентов **ICA 17** и **ICA 18** объясняются б'ольшими погрешностями нахождения матрицы преобразования для них, но приведенные карты распределения веса компонентов в сигналах отведений, подтверждают принадлежность этих компонентов к электродным артефактам в активных электродах.

К электродным артефактам, но уже в референтном электроде, следует отнести компоненты **ICA 1** и **ICA 3**, поскольку наибольшие веса в отведениях **F4** и **A2-A1** для этих компонентов составляют 0.07 и 0.09, что соответствует равномерному распределению веса компонентов в сигналах отведений (при абсолютно равномерном распределении вес был бы  $\approx 0.06$ ). Равномерность распределения веса этих компонентов подтверждается и соответствующими картами распределения веса этих компонентов.

Итак, для подавления электродных артефактов, представленных компонентами **ICA 1**, **ICA 3**, **ICA 4**, **ICA 13**, **ICA 17** и **ICA 18**, эти компоненты нужно исключить из последующей композиции при восстановлении сигналов ЭЭГ отведений.

Примечательно, что при плохой установке какого-то электрода (в нашем примере – электрода отведения **T5**), на протяжении регистрации пробы возможно возникновение множества отдельных электродных артефактов, связанных с этим электродом. Однако, при последующем **ICA** разложении все они сосредоточатся в единственном компоненте, в

данном случае – в **ICA 4**, и все они будут устранены при исключении из последующей композиции этого артефактного компонента.



**Рис.2** Подавление электродных артефактов в сигналах ЭЭГ отведеный

Еще раз обращаем внимание, что после устранения из композиции всех найденных артефактных компонентов мы получим полный объем имевшихся ЭЭГ данных, т.е., длительность обрабатываемой записи не уменьшится. Будут прицельно вырезаны только лишь электродные артефакты, представленные указанными выше компонентами.

На **Рис.2**, слева, по-прежнему приведена запись участка ЭЭГ сигналов с электродным артефактом в отведении **T5**, а справа представлен откорректированный участок записи, полученный в результате композиции только лишь безартефактных компонентов **ICA** разложения. Как видно, нам удалось сохранить весь временной участок записи ЭЭГ сигналов, избирательно устранив лишь артефактные составляющие в нем.

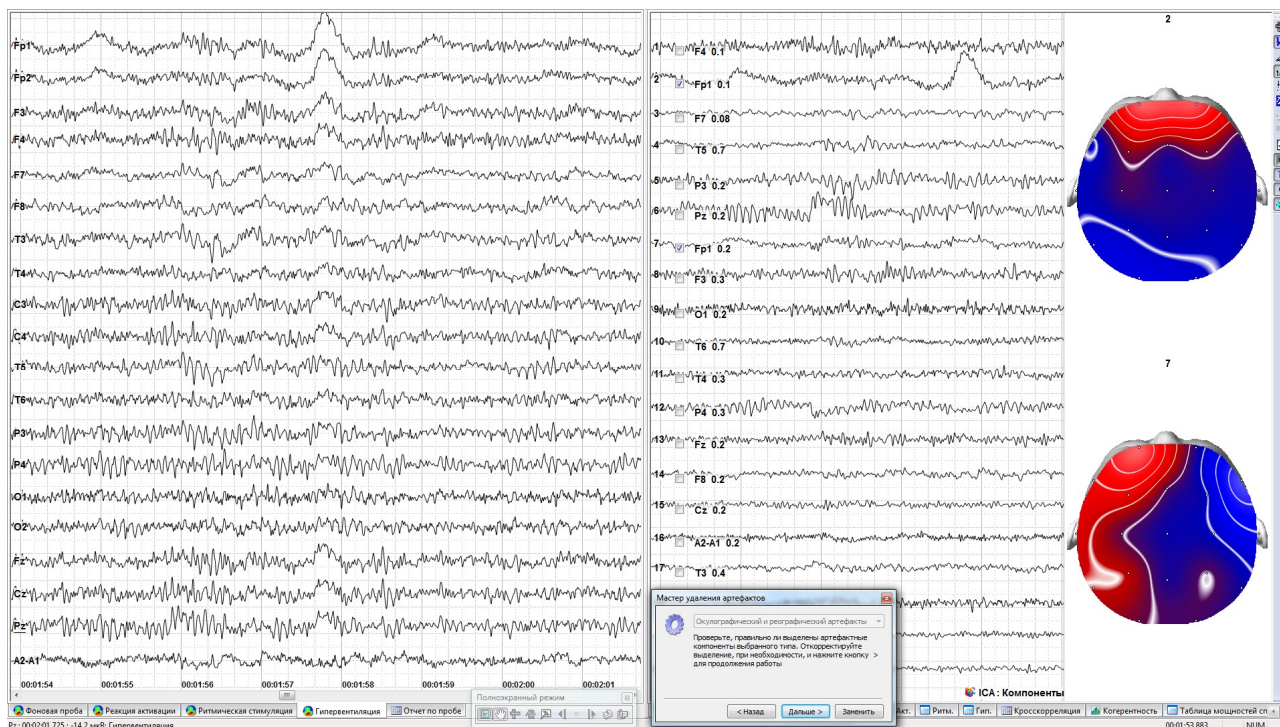
Обращаем Ваше внимание, что мы не напрасно исключили из композиции компоненты **ICA 1**, **ICA 3**, **ICA 13**, **ICA 17** и **ICA 18**, представляющие (как выше было решено) электродные артефакты в отведениях **F4**, **A2-A1**, **T6**, **T3**, и **O2**, хотя на **Рис.1** и **Рис.2**, слева, этих артефактов не видно. Мы думаем, понятно, что на **Рис.1** и **Рис.2**, слева представлен лишь один короткий временной участок записи, а артефакты в указанных отведениях соответствуют другим временным участкам, и они проявились бы, если бы с помощью полосы скроллинга мы «прокрутили» запись и представили на экране эти другие участки записи.

Теперь рассмотрим примеры подавления физиологических артефактов - окулографических, **Рис.3** и **Рис.4**, чрезвычайно часто встречающихся в записях ЭЭГ сигналов, а также реографических, **Рис.5** и **Рис.6**, и ЭКГ артефактов, **Рис.7** и **Рис.8**.

На **Рис.3**, слева, приведена запись временного участка ЭЭГ сигналов с окулографическими артефактами в отведениях **Fp1**, **Fp2**, **F3**, **F4**, **Fz**, **Cz** и **Pz**.

На основании каких рассуждений можно сделать вывод о принадлежности некоторых феноменов в сигналах ЭЭГ отведений к окулографическим артефактам? На наш взгляд, определяющими являются: наибольшая выраженность феноменов в отведениях **Fp1** и **Fp2**, одинаковость или противофазность феноменов в этих отведениях, постепенное уменьшение веса феноменов по мере удаления от **Fp1** и **Fp2** отведений, и, наконец, специфический низкочастотный характер феноменов.

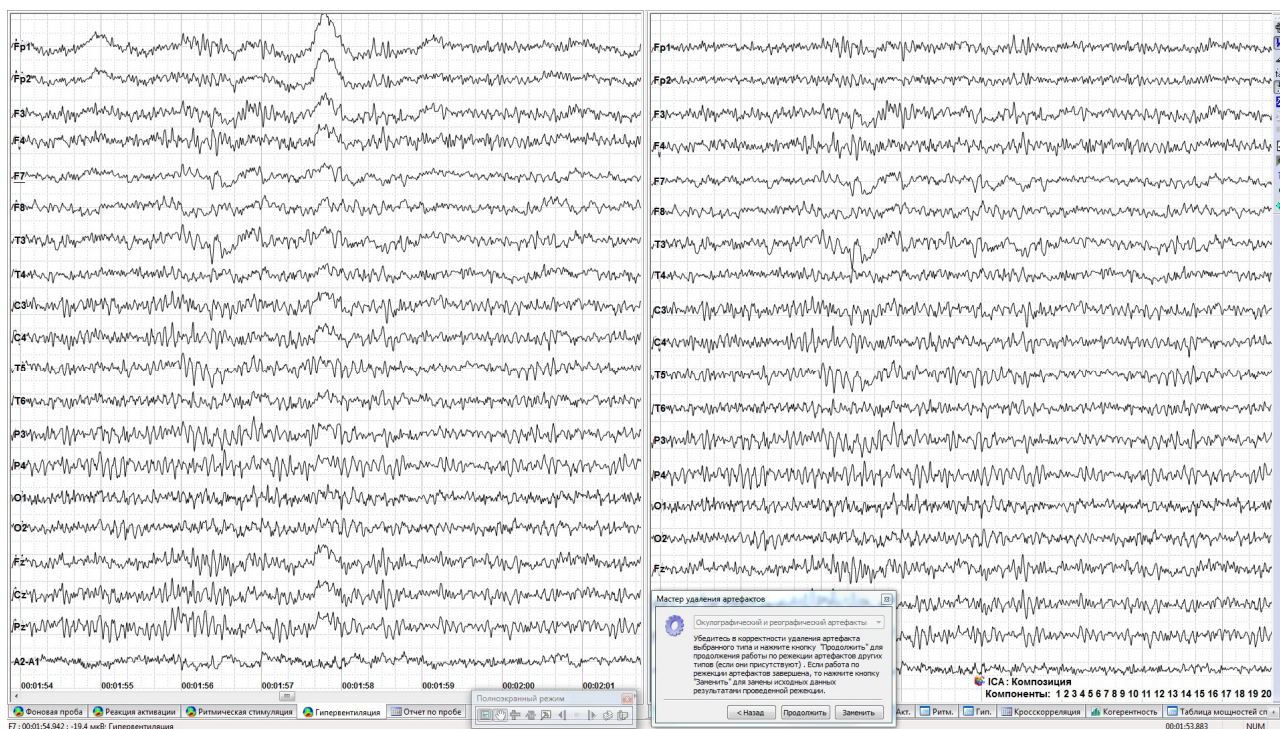
На **Рис.3**, справа, приведен результат разложения на **ICA** компоненты временного участка ЭЭГ, представленного на этом же рисунке слева. Среди всех компонентов программой выделены два компонента (**ICA 2** и **ICA 7**), удовлетворяющих сформулированным выше критериям. Здесь же приведены и карты распределения активности компонентов, подтверждающие правильность сделанного выбора.



**Рис.3** Разложение ЭЭГ данных (слева) на независимые компоненты (справа)

Как правило, все окулографические артефакты, возникающие в различные моменты времени на протяжении регистрации сигналов ЭЭГ отведений будут представлены одним или двумя компонентами (в данном случае – двумя компонентами). Один компонент, чаще всего, представляет радиальный диполь (верхняя карта), а второй – тангенциальный (нижняя карта), причем, оба диполя оказываются смещенными от центра мозга к лобным электродам.

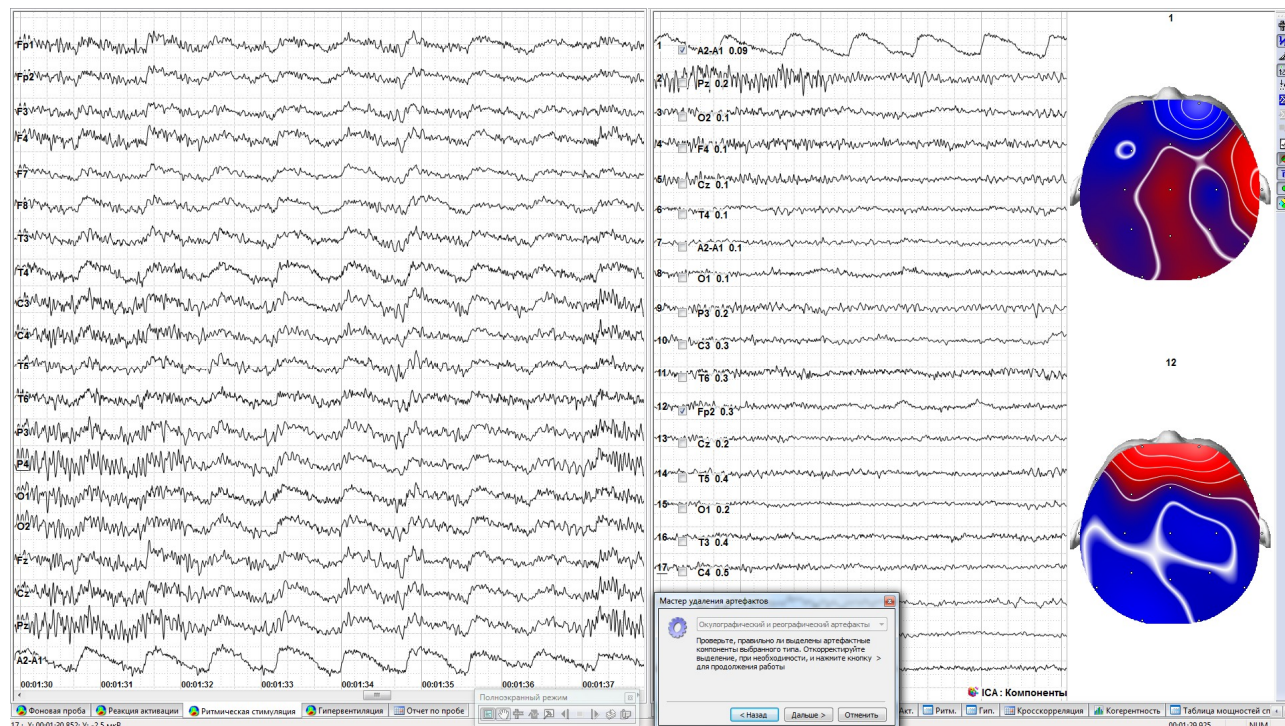
Как и в случае с электродными артефактами, окулографические артефакты, возникающие в различные моменты времени, будут представлены только в этих компонентах (в рассматриваемом примере – в ICA 2 и ICA 7), и все эти артефакты будут устранены, при исключении из последующей композиции артефактных компонентов ICA 2 и ICA 7.



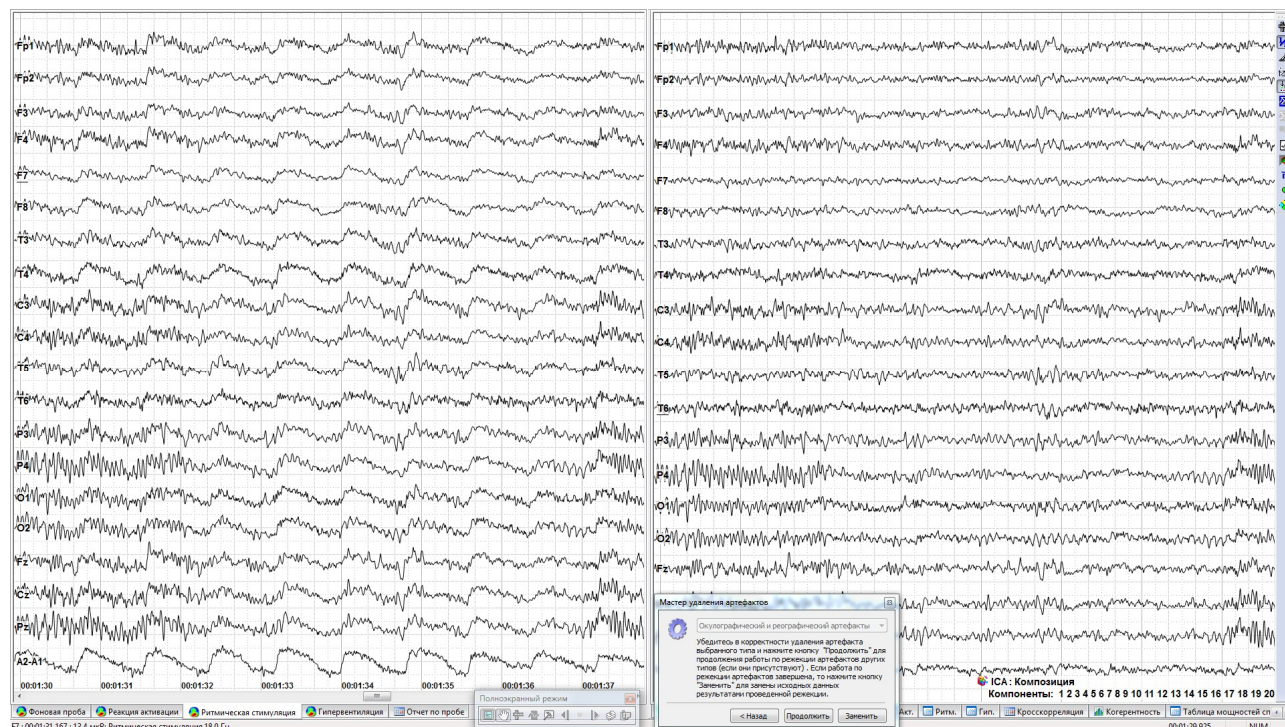
**Рис.4** Подавление окулографических артефактов в сигналах ЭЭГ отведений

На **Рис.4**, слева, по-прежнему приведена запись участка ЭЭГ сигналов с окулографическими артефактами в отведениях **Fp1, Fp2, F3, F4, Fz, Cz** и **Pz**, а справа представлен откорректированный участок записи, полученный в результате композиции только лишь безартефактных компонентов **ICA** разложения. Как и прежде, нам удалось сохранить весь временной участок записи ЭЭГ сигналов, избирательно устранив лишь артефактные компоненты в нем.

Методически, режекция ЭКГ и реографических артефактов в программе **НЕЙРОКОМ** ничем не отличается от режекции электродных и окулографических артефактов, меняются лишь критерии распознавания артефактных компонентов.



**Рис.5** Разложение ЭЭГ данных (слева) на независимые компоненты (справа)

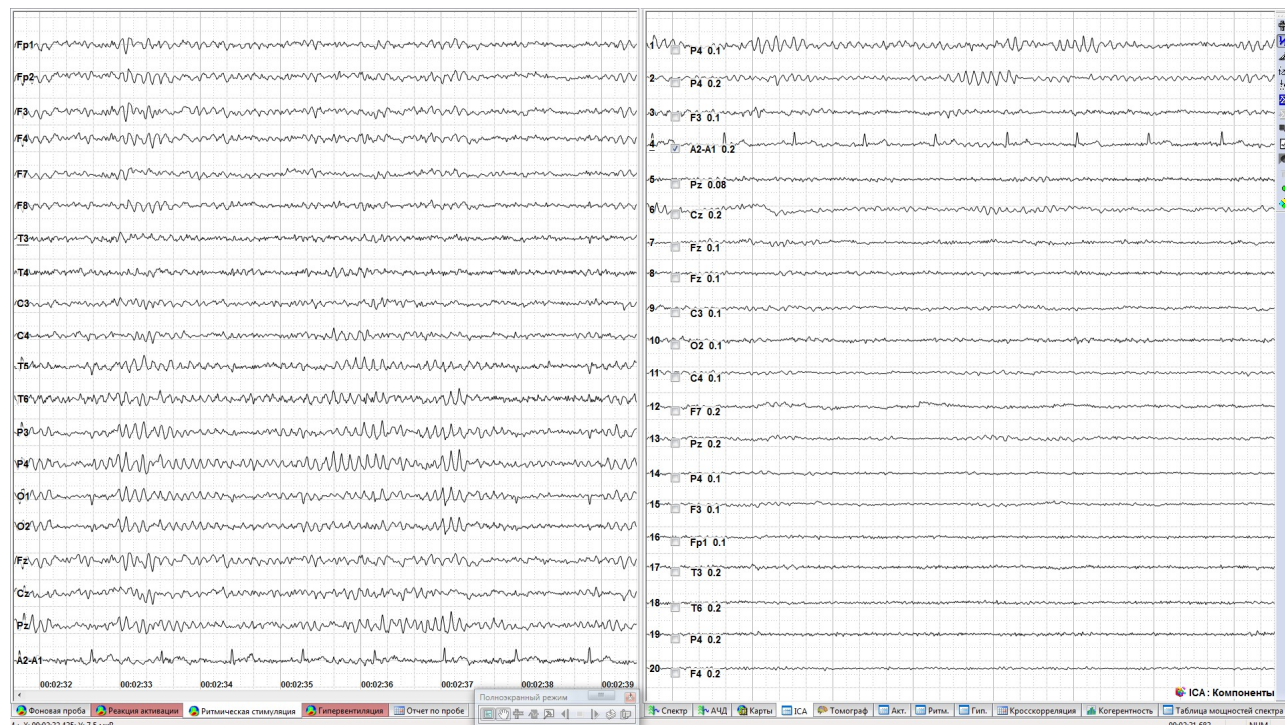


**Рис.6** Подавление реографических артефактов в сигналах ЭЭГ отведений

**Рис.5** и **Рис.6** демонстрируют подавление реографических артефактов в сигналах ЭЭГ отведений. На **Рис.5**, справа представлено разложение сигналов отведений на независимые компоненты и отмечен компонент реографического артефакта (**ICA 1**).

Поскольку в данном конкретном случае артефакт возник в одном из двух референтных электродов (правое ухо **A2**), он оказался представленным в усредненном референтном электроде ( $(A2+A1)/2$ ), и, т.о., отобразился в сигналах всех отведений. Понятно, что данный артефакт наблюдался на протяжении всей записи.

На **Рис.6**, справа, представлен результат подавления реографического артефакта. Как видно, артефакт, на протяжении всей записи искажавший сигналы отведений, полностью исключен из сигналов отведений с сохранением общей длительности записи.



**Рис.7** Разложение ЭЭГ данных (слева) на независимые компоненты (справа)



**Рис.8** Подавление электрокардиографических артефактов в сигналах ЭЭГ отведений

**Рис.7** и **Рис.8** демонстрируют подавление ЭКГ артефактов, присутствующих на протяжении всей записи в сигналах ЭЭГ отведений. На **Рис.7**, слева, представлена запись временного участка ЭЭГ, а справа - разложение сигналов отведений на независимые компоненты и отмечен компонент ЭКГ артефакта (ICA 4). На **Рис.8**, справа, представлен

результат подавления ЭКГ артефакта. Как видно, артефакт, на протяжении всей записи искажавший сигналы отведений, полностью подавлен.

Обращаем Ваше внимание на особо неприятные QRS комплексы электрокардиограммы, возникающие на временных интервалах первого и последнего периодов ЭКГ, представленных на Рис.7 и Рис.8 слева. В отведениях T5, O1 и T3 они вполне могли быть приняты за острые волны. После подавления ЭКГ артефакта эти феномены были полностью исключены из записи.

Теперь рассмотрим последний пример использования ICA технологии в борьбе с артефактами – подавление синхронных со стимулами артефактов при работе с вызванными потенциалами (ВП).

При обработке ЭЭГ с ВП для выделения низкоамплитудных вызванных потенциалов обычно используются короткие эпохи ЭЭГ сигналов, синхронные с моментами появления стимулов. Эти эпохи подвергаются когерентному накоплению для повышения соотношения сигнал/шум. Под шумом в данном случае понимаются не синхронизированные со стимулами сигналы различных источников ЭЭГ активности (фоновая активность), и различные артефакты, в том числе и артефакты, возникающие за счет моргания и движения глаз (не синхронизированные стимулами).

Заметим, что синхронные со стимулами артефакты при использовании методики когерентного накопления не могут рассматриваться как шум, поэтому когерентное накопление принципиально не может устранить составляющие, например, глазодвигательных артефактов, если они возникают синхронно со стимулами. Эти артефакты накладываются на истинные сигналы ВП и могут привести к значительному искажению результатов анализа. Понятно, что, в особенности, эти искажения будут проявляться во фронтальных и темпоральных отведениях, электроды которых расположены в непосредственной близости от источников данной помеховой активности.

В программе НЕЙРОКОМ для устранения влияния синхронных со стимулами артефактов также используется технология ICA.

Как и в предыдущих примерах, на первом этапе сигналы ЭЭГ отведений раскладываются на независимые компоненты. На Рис.9 (слева) приведены исходные ЭЭГ сигналы отведений с ВП. Более темными полосами выделены синхронные со стимулами временные эпохи, которые будут участвовать в когерентном накоплении. Справа представлены результаты разложения этих сигналов на независимые компоненты.

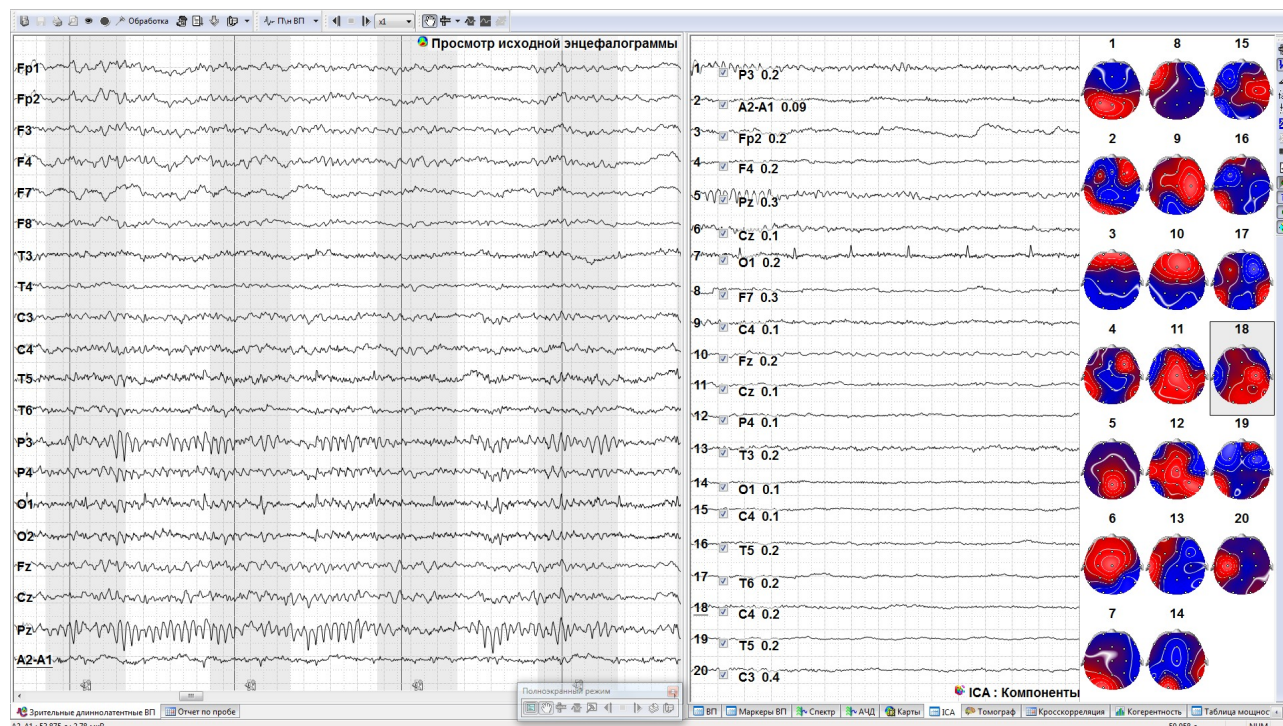
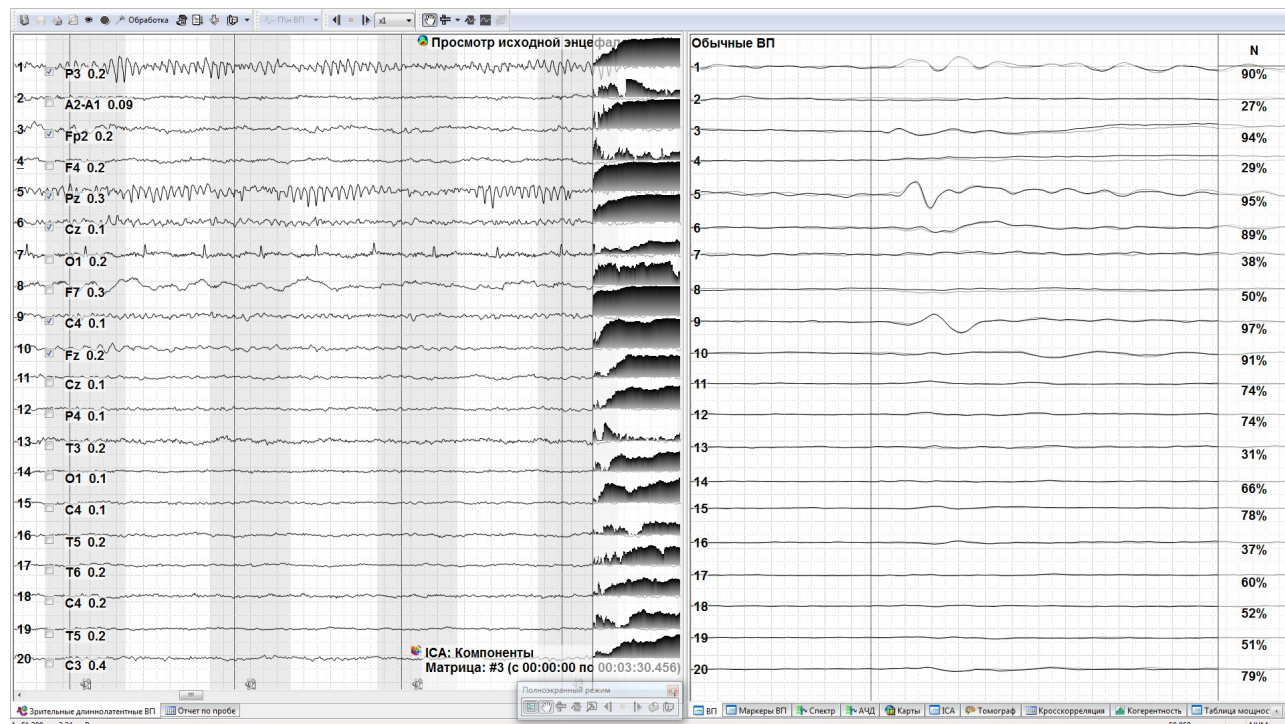


Рис.9 Разложение ЭЭГ данных (слева) на независимые компоненты (справа)

Следующий, наиболее интересный вопрос – критерии принадлежности отдельных компонентов разложения к источникам вызванных потенциалов. Как отличить компоненты

фоновой активности ЭЭГ и компоненты электродных и физиологических артефактов от компонентов источников вызванных потенциалов?



**Рис.10** Компоненты ICA разложения и результаты их когерентного накопления

Для решения задачи распознавания компонентов в программе **НЕЙРОКОМ** проводится предварительное когерентное накопление каждого компонента ICA разложения, причем, отдельно накапливаются эпохи четных и нечетных стимулов. Далее для каждого компонента производится расчет коэффициента корреляции результатов когерентного накопления четных и нечетных эпох, т.е., определяется качество полученного когерентного накопления.

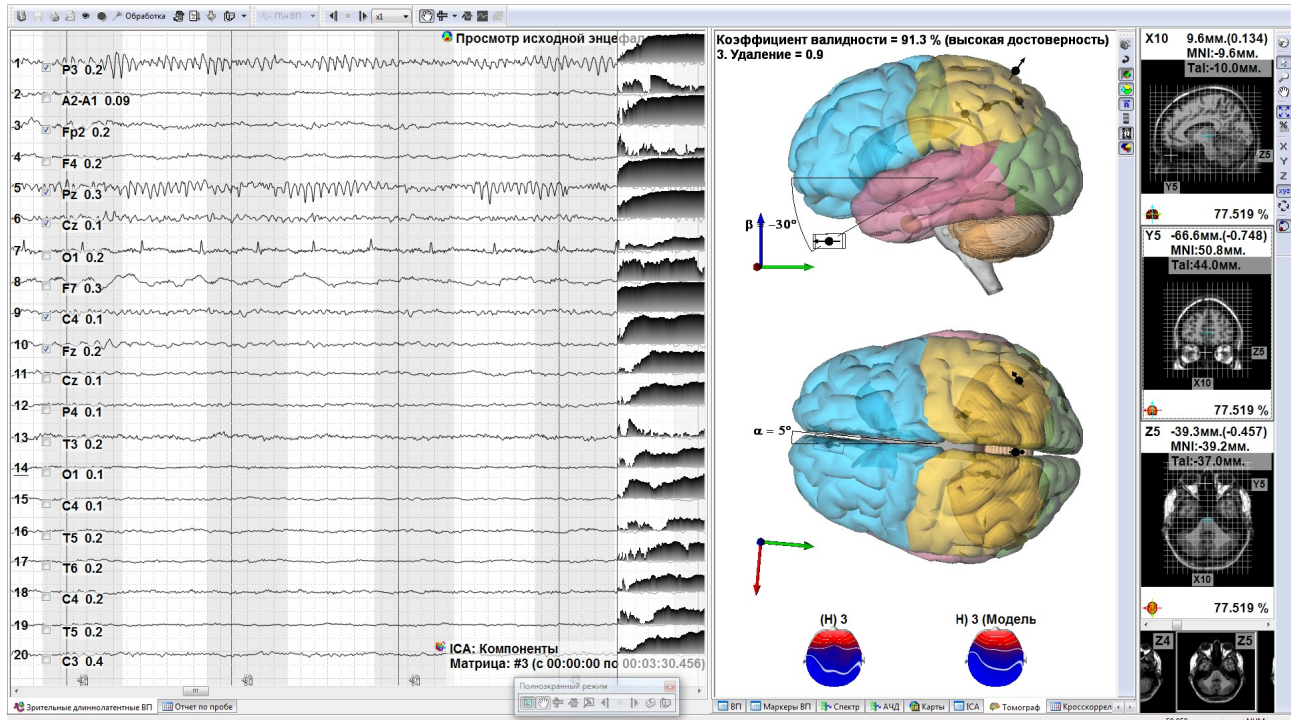
На **Рис.10** слева представлены компоненты ICA разложения с графиками роста качества накопления компонентов по мере роста количества накапливаемых эпох, а справа – результаты когерентного накопления четных и нечетных эпох – пара графиков для каждого компонента, с указанием полученной степени корреляции между ними.

Понятно, что поскольку компоненты фоновой активности и артефактов (кроме синхронных со стимулами) не имеют периодических, синхронных со стимулами составляющих, они не будут когерентно накапливаться, и корреляция результатов когерентного накопления четных и нечетных эпох для этих компонентов будет низкой. Только компоненты источников вызванных потенциалов и синхронных со стимулами артефактов будут иметь высокие коэффициенты корреляции, и, следовательно, могут быть выделены по указанному признаку. С этой точки зрения в рассматриваемом примере интерес представляют компоненты **ICA 1, ICA 3, ICA 5, ICA 6, ICA 9** и **ICA 10**, которые и отмечены на **Рис.10** слева «галочками». Именно эти компоненты предполагается использовать для последующей композиции, поскольку только в этих компонентах могут содержаться вызванные потенциалы.

Однако, в этих компонентах могут содержаться и компоненты синхронных со стимулами артефактов. Для исключения этих компонентов воспользуемся результатами пространственной локализации источников отобранных нами компонентов, представленными на **Рис.11**.

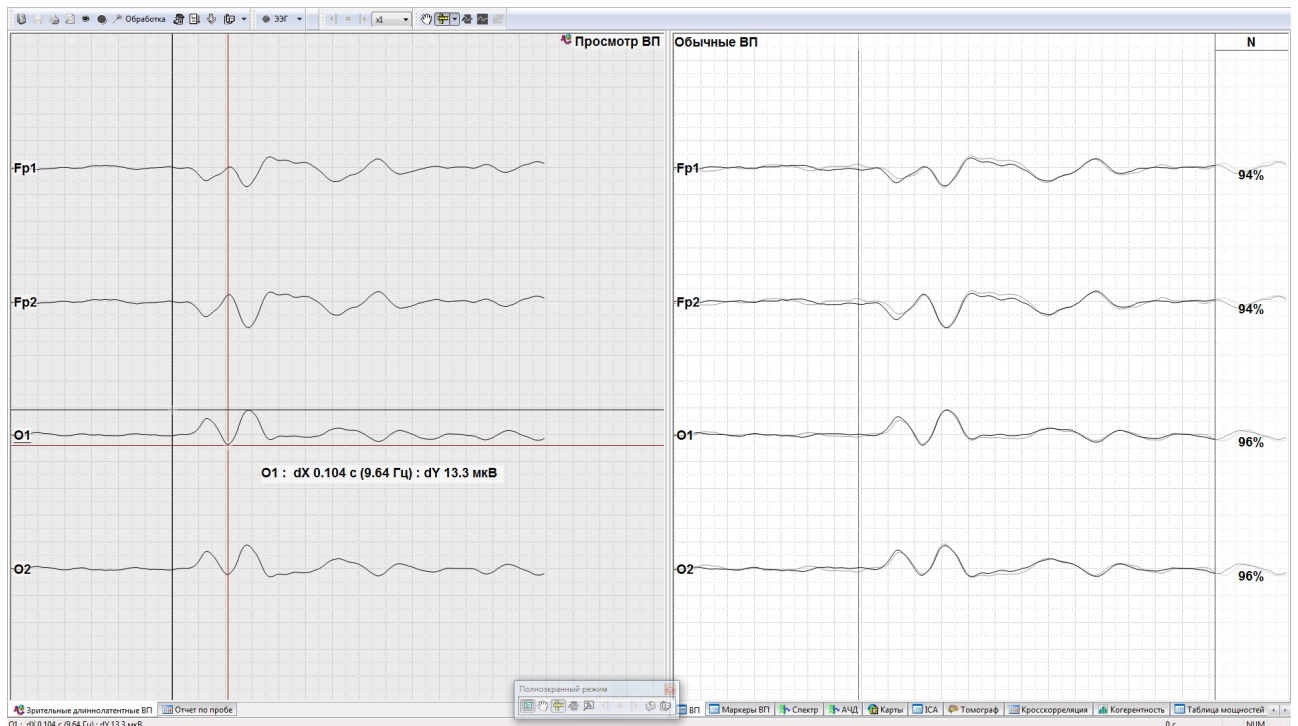
Как видно из **Рис.11**, к источникам синхронных со стимулами окулографических артефактов может быть отнесен только компонент **ICA 3**, поскольку из всех отобранных компонентов только он имеет соответствующую пространственную локализацию и соответствующую карту распределения активности по скальпу.

Итак, отбрасываем и этот компонент, а из оставшихся формируем композицию сигналов источников, которую вместо реальной ЭЭГ и будем использовать для последующего когерентного накопления.



**Рис.11** Пространственная локализация источников ICA компонентов

На **Рис.12** и **Рис.13** (слева) представлены полученные результаты когерентного накопления для отведений **Fp1**, **Fp2**, **O1** и **O2**. На **Рис.12** (справа) для каждого из этих отведений приведены сигналы, полученные в результате когерентного накопления четных и нечетных эпох сформированной композиции. Здесь же указаны полученные коэффициенты корреляции между ними (0.94 и 0.96). На **Рис.13** (справа) изображены полученные сигналы **ВП** с расставленными временными маркерами.



**Рис.12** Результаты когерентного накопления композиции компонентов

Еще раз обращаем внимание, что поскольку композиция отобранных компонентов проводится после исключения компонентов синхронных со стимулами артефактов, в полученных сигналах **ВП** будут отсутствовать вызываемые синхронными артефактами искажения.

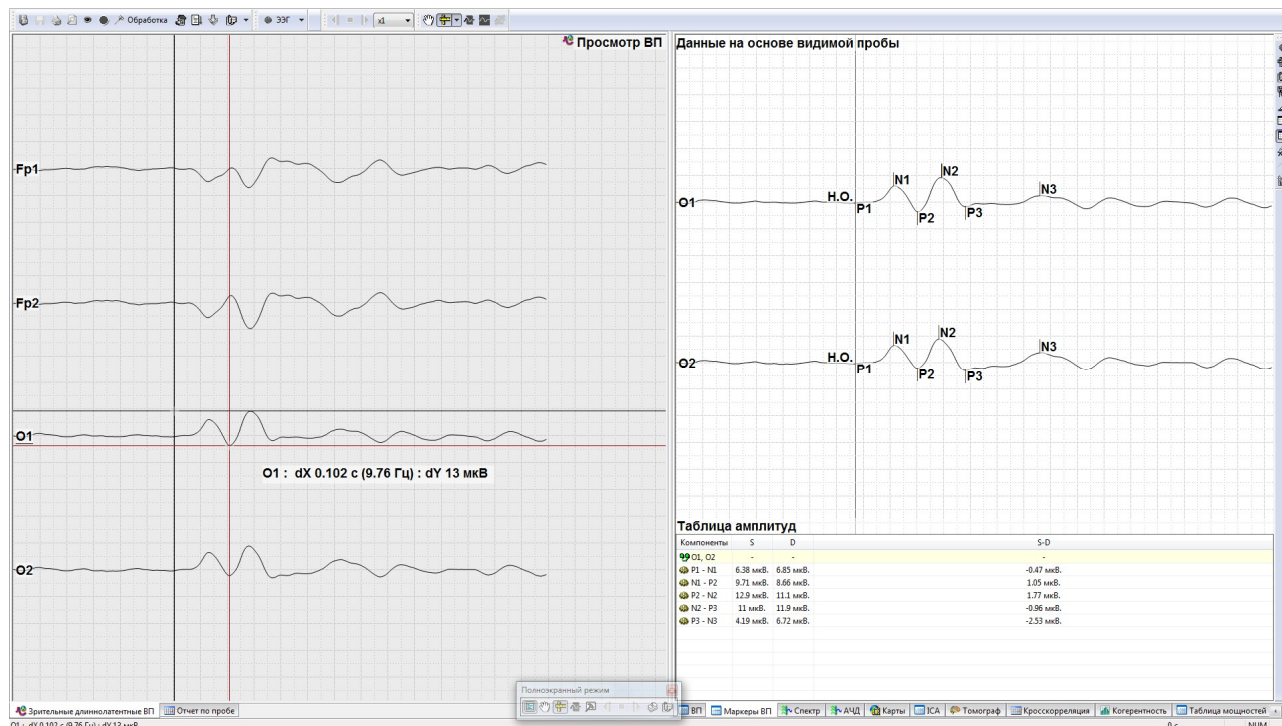


Рис.13 Расстановка временных маркеров ВП

## Выводы

Итак, подводя итог, можно сказать, что использование технологии **ICA** разложения при обработке **ЭЭГ** данных позволило существенно продвинуться в решении задачи неискажающей режекции любых, в том числе и синхронных со стимулами артефактов. Появилась реальная возможность принципиально улучшить повсеместно применяемую нынче традиционную методику подавления артефактов и, наконец, получить электроэнцефалограмму минимально искаженную влиянием артефактов и имеющую исходную длительность записи.

К сожалению, существующие ограничения по объему статьи не позволяют привести дополнительные примеры, демонстрирующие огромные возможности **ICA** технологии при режекции артефактов, при работе с вызванными потенциалами, при выделении сигналов **ЭЭГ** феноменов и пространственной локализации их источников, однако, в заключение, все таки хотелось бы отметить, на наш взгляд, очень важный момент.

Основываясь на опыте использования метода **Independent Component Analysis (ICA)** в программе **НЕЙРОКОМ**, можно утверждать, что предложенное **Bell, Sejnowski, Cardoso, Laheld, Lee** и **Girolami** решение казалось бы всего лишь одной задачи - **Blind Source Separation**, сразу же привело к устранению множества проблем, десятилетиями стоявших перед исследователями и не позволявших ранее повысить качество представления и обработки **ЭЭГ** данных, а, значит, не позволявших повысить возможности электроэнцефалографии, как метода неинвазивного исследования электрической активности мозга.

Мы хотели бы подчеркнуть, что сегодня, как и почти тридцать лет назад, электроэнцефалография делает очередной значительный шаг в своем развитии. С нашей точки зрения, эпоха традиционных компьютерных **ЭЭГ** комплексов уже в прошлом. Современный компьютерный комплекс обязательно должен базироваться на использовании одного из методов решения задачи **Blind Source Separation**. Это может быть технология **Independent Component Analysis**, предложенная **Bell, Sejnowski, Cardoso, Laheld, Lee, Girolami**, или, возможно, какая-то более совершенная технология, но **ЭЭГ** комплексов, не использующих **BSS**, в ближайшее время, по-видимому, уже не будет.

## Список литературы

1. Te-Won Lee, M. Girolami, A.J. Bell and T.J. Sejnowski, "A Unifying Information-Theoretic Framework for Independent Component Analysis", *Computers & mathematics with application* 39, 1-21p. (2000).

2. A.J. Bell and T.J. Sejnowski, "An information maximization approach to blind separation and blind deconvolution", *Neural Computation* 7, 1129-1159p. (1995).
3. D. Gharhremant, S. Makeigo, T.-P. Hung A.J. Bell, T.J. Sejnowski "Independent Component Analysis of Simulated EEG Using Three-Shell Spherical Head Model". Institute of Neural Computation. Technical Report No. INC-9601
4. Е.Н. Кисельгов «Независимый компонентный анализ и его применение к задачам выделения статистически независимых сигналов» *Технология приборостроения* 1-2, стр. 142-147. Харьков. 2001.

## **Undistorting artifacts rejection in EEG leads signals**

*V.Sergeev, V.Kirichenko, E.Kiselgov,  
National Space University «XAI», STC REMDT «XAI MEDICA»*

In the article the opportunities of the **Independent Component Analysis (ICA)** method usage for artifacts rejection in **EEG** leads signals are considered. Being based on this method realization experience in the **NEUROCOM** program, the conditions of the **ICA** technology applicability for similar tasks decision are discussed. The received advantages, in comparison with earlier used techniques, are estimated, the **EEG** data processing particular examples are cited and the received results are discussed.

**Key words:** Electroencephalography, Independent Component Analysis, EEG phenomena, allocation, analysis, coherent accumulation.