

Фильтрация в электроэнцефалографии (лекция)

Л. Б. Иванов, к.м.н., заведующий диагностическим отделением

Консультативно-диагностический центр, ГБУ Детская городская клиническая больница №9 им. Г. Н. Сперанского (Москва)

Filtering in electroencephalography (lecture)

L. B. Ivanov

Consultative and Diagnostic Center, GBU Children's City Clinical Hospital No.9 named after G. N. Speransky (Moscow)

Резюме

Практикующие нейрофизиологи, как правило, имеют отдаленное представление о фильтрации в ЭЭГ. Автор излагает основные принципы проведения фильтрации в электроэнцефалографии, уточняет терминологию, и разъясняет существующую путаницу в понятии фильтров высокой и низкой частоты, анализирует принципы избирательной фильтрации и возможные ошибки трактовки ЭЭГ при неправильном выбранном режиме фильтрации.

Ключевые слова: ЭЭГ, фильтрация, режекция.

Summary

Practical neurophysiology, as a rule, have limited knowledge of filtration in EEG. The author outlines the basic principles of filtering in electroencephalography, he clarifies the terminology, and explains the existing confusion in the concept of high and low frequency filters and analyzes the principles of selective filtering and possible errors in the interpretation of EEG with the wrong filtering mode selected.

Key words: EEG, filtration, rejection.

Удивительно, но многие люди, давно и вполне успешно работающие в электроэнцефалографии, имеют слабое представление о режимах фильтрации. Большинство полагает, что область регистрируемых и анализируемых колебаний в ЭЭГ ограничивается «снизу» 0,5 Гц, а «сверху» — 35 или 70 Гц. Сразу скажу, понятия «снизу» и «сверху» — это внутренняя терминология, профессиональный жаргон.

Не будем разрушать традиции и воевать с жаргоном, тем более, что он удобен с позиции практики применения. Но назовем вещи своими именами. Понятие «снизу» подразумевает фильтрацию высокой частоты (ФВЧ). Если для физиков и радиоинженеров это означает, что волны низкой частоты удаляются, а высокой — фильтруются, то есть сохраняются (пропускаются фильтром), то многие медики-электроэнцефалографисты, которые не только читают, но пишут руководства [1], понимают эти «термины» с точностью до наоборот, что является ошибкой. Такое же заблуждение касается термина фильтрации медленных частот. Акцентирую, что при этой формулировке медленные волны не удаляются, а как раз фильтруются, то есть сохраняются [3, 4].

Мой опыт общения с учениками показывает, что терминологические заблуждения — совсем не редкость. Иногда оказывается, что опытные, как казалось, электроэнцефалографисты, на вопрос: «В каком фильтрационном режиме вы работаете?» отвечают «А мы вообще ЭЭГ никак не фильтруем. Регистрируем от нуля и все что есть...»

В действительности, на практике, «нефильтрованной» электроэнцефалограммы не существует. Всем известно: ЭЭГ состоит из традиционных диапазонов: дельта, тета, альфа, бета и так называемых гамма-ритмов. Что касается границы между бета и гамма, то точной договоренности среди нейрофизиологов нет, и разные авторы определяют ее по-своему. На сегодняшний день это для нас не имеет существенного значения, поскольку за пределами нашей темы. Определимся на верхней границе (частота среза ФНЧ) клинически трактуемой ЭЭГ в 35 или 70 Гц.

Но сначала остановимся на нижней границе ЭЭГ. Должен сразу разочаровать тех специалистов, которые утверждают, что нижняя граница ЭЭГ — это 0 Гц. Нижняя граница современной клинической электроэнцефалограммы — приблизительно

но 0,5 Гц, то есть одно колебание в 2 секунды.

Что же ниже этой границы? Более медленные колебания? Их как будто и нет. Сожалею, но есть. Не очень принятый термин, но существующий — омега-волны: к примеру, 0,1 Гц (одно колебание в 10 сек), 0,01 (одно колебание примерно в полторы минуты), или одно колебание в час, в сутки и так далее. По-другому их называют «сверхмедленные колебания». Физиологическую значимость этих волн успешно изучал известный советский нейрофизиолог В. С. Русинов, и продолжают его последователи.

Сверхмедленные потенциалы головного мозга измеряются в десятках милливольт. Они в десятки и даже сотни раз превышают по амплитуде привычные для нас дельта-, тета- и альфа-волны, но мы их на ЭЭГ практически не видим. Нет, конечно, иногда нам видны высокие дыхательные артефакты из того же диапазона, что и физиологические омега-волны. И мы стараемся от них избавиться всеми доступными способами, в том числе методом фильтрации.

На ЭЭГ в стандартном фильтрационном режиме мы обращаем внимание, что в одних случаях корковые ритмы выстраиваются строго по во-

ображаемой изолинии без заметных отклонений от нее, в других эти же самые ритмы в течение 3–7 секунд слегка поднимаются, затем опускаются. Это и есть те самые омега-волны, они пытаются пробиться в сильно ослабленном виде сквозь нашу фильтрацию.

Имеют ли они какую-нибудь диагностическую значимость? Конечно, имеют. Только мы мало об этом знаем. На заре электроэнцефалографии были большие сложности в регистрации именно свехмедленных колебаний. Прежде всего, это требовало использования усилителей по постоянному току, создание которых на том этапе развития радиоэлектроники было непростым решением. Кроме этого, требовались совершенно другие электроды регистрации, так как медленные потенциалы на контактной границе «кожа-металл» повышают процесс поляризации, искажающий сам регистрируемый сигнал.

Оказалось, что известные нам привычные частотные диапазоны регистрировать технически гораздо проще. Именно это определило в дальнейшем ход развития электроэнцефалографии. Хотя современные системы могут иметь высококачественный усилитель с DC-каналом (усилитель постоянного тока), который позволяет регистрировать медленные и свехмедленные волны ЭЭГ, спектр которых начинается от 0 Гц.

Фильтрация «снизу», фильтрация высокой частоты

При фильтрации высокой частоты (ФВЧ) принято использовать два параллельных понятия. Это нижняя граница пропускания частот и постоянная времени [2]. Фактически это функционально равнозначно, но выражается разными цифрами и разной размерностью: первая в Герцах, вторая — в секундах. То, что в Герцах — это понятно. А откуда взялась размерность в секундах? Для этого нужно вспомнить, как выглядит калибровочный сигнал на ЭЭГ. Это сегодня избалованные электроэнцефалографисты даже не знают откуда берется калибровочный эталон, поскольку прибор калибруется один раз

от проверки до проверки, а то и вообще только при первой установке.

На бумажнопишущих энцефалографах каждое исследование начиналось с калибровки усилителя каналов, калибровочный эталон выставлялся с приблизительной точностью на глаз — примерно 7 мм на 50 мкВ и обязательно регистрировался в начале исследования. С этим эталоном сопоставляли амплитуду полезного сигнала на ЭЭГ и определяли вольтаж ритмов.

Калибровочный сигнал представлял из себя круто восходящую практически перпендикулярную к основанию прямую примерно в 7 мм, с последующей плавно нисходящей частью, достаточно быстро приходящей к нулевой линии (рис. 1).

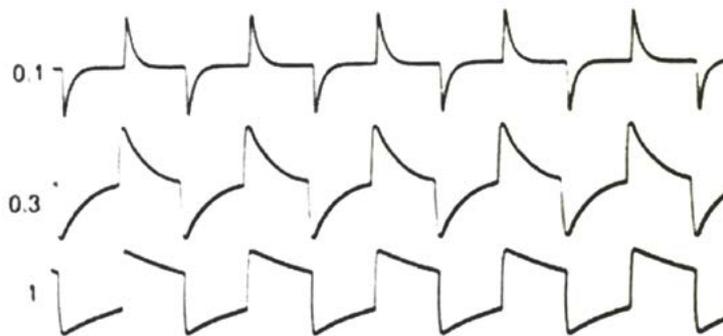


Рисунок 1. Калибровочный сигнал ЭЭГ при постоянной времени 0,1 с, 0,3 с и 1,0 с.

Почему он такой формы? А если сравнить его с калибровочным эталоном в ЭКГ? В электрокардиографах он почему-то П-образный.

Не будем говорить загадками. Форма калибровочного сигнала зависит от постоянной времени, которая зависит от скорости, с которой отклонение калибровочного сигнала стремится вернуться к нулевому уровню. Это вычисляется по формуле $1/\tau$ (тау), по которой можно определить, за какое время калибровочный эталон приблизится к нулевой линии до 33%. Тау зависит от индуктивно-емкостных характеристик фильтра.

Таким образом, в усилителях по постоянному току сигнал никогда не вернется к указанному уровню, поскольку у них постоянная време-

ни равна бесконечности, в кардиографах — только через 6 секунд, а в электроэнцефалографах — всего лишь через 0,3 секунды. Этим и объясняется разная форма калибровочного сигнала. Постоянная времени в ЭЭГ равная 0,3 секунды, что соответствует пропускной способности фильтра 0,52 Гц (можно округлить до 0,5 Гц). Постоянная времени τ и частота f математически связаны между собой соотношением: $f = 1/2\pi\tau$.

В современных приборах наряду с П-образным калибровочным сигналом используется синусобразный эталон. При таком варианте калибровки постоянная времени вычисляется иным способом. Все что ниже 0,52 Гц автоматически удаляется, и омега-диапазон становится нам не-

доступен для анализа. Иногда могут наблюдаться показатели небольшого медленного волнения, не вызывающие у нас интереса. Их наличие зависит от «жесткости» фильтра (от порядка и типа фильтра), то есть от крутизны фронта фильтрации.

Фильтры бывают аппаратные и программные. Первые использовались в бумажнопишущих электроэнцефалографах, были невероятно громоздкими, так как состояли из набора индуктивных катушек и емкостей и занимали места больше, чем сами усилители каналов и регистратор. Сегодня они ушли в историю. Их заменили программные математические фильтры, которые места вообще не занимают, поэтому современные электроэнцефало-

графы стали компактными и даже миниатюрными. Качество цифровой фильтрации во многом зависит от алгоритма, заложенного в программу. Эти алгоритмы непрерывно совершенствуются, вместе с ними расширяются возможности фильтрации [2, 5]. Рассмотрим это на примере фронтов фильтрации.

Фронты фильтрации

Традиционно биопотенциалы мозга пишут в режиме фильтрации «снизу» (фильтр высокой частоты) при постоянной времени 0,3 с, что соответствует пропускной способности фильтров равно 0,52 Гц и «сверху» 35 или 70 Гц (фильтр низкой частоты). В традиционном режиме фильтрации нижняя граница ФВЧ в 0,5 Гц вовсе не означает, что волны частотой выше 1 Гц, 2 Гц и 3 Гц регистрируются на ЭЭГ без искажения. При обычном фронте ФВЧ идет частичное «срезание» амплитуды этих волн (рис. 2). Медленный дельта диапазон, включенный в значимый для ЭЭГ, начинается формально с частоты 0,5 Гц (но на практике с 1 Гц) при постоянной времени равной 0,3 секунды также имеет некоторое искажение. Следует иметь в виду, что волна в 1 Гц теряет около 40% своей амплитуды, волн в 2 Гц — около 20%, 3 Гц — около 10%. Волна 4 Гц теряет несущественную часть своей амплитуды. На трактовку ЭЭГ это практически не оказывает влияния, но знать, как работают фильтры, следует.

В процессе анализа нередко приходится прибегать к дополнительной фильтрации: удалять медленные волны при выраженном дыхательном артефакте (рис. 3). Для этого ФВЧ

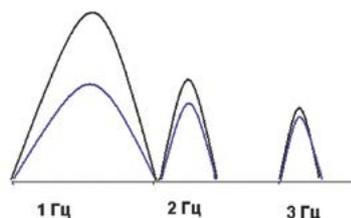


Рисунок 2. Схематичное отображение потери части амплитуды волн 1, 2 и 3 Гц при постоянной времени равной 0,3 секунды при крутизне фронта фильтрации близко к аналоговому фильтру.

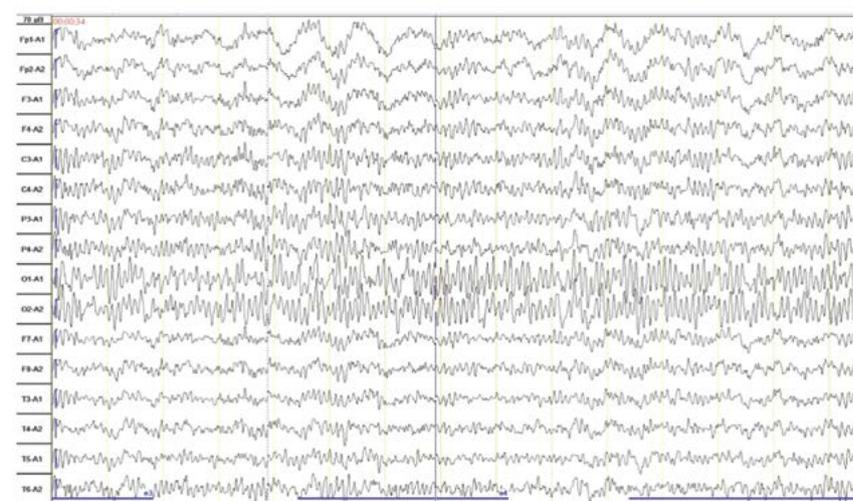
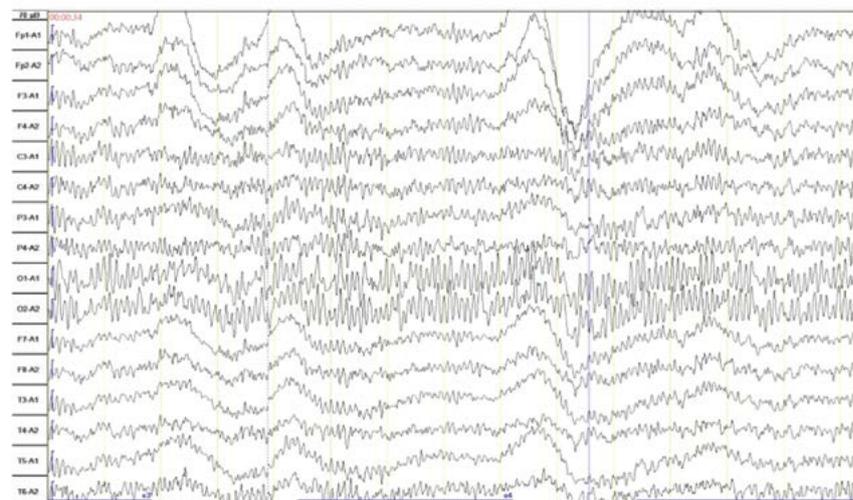
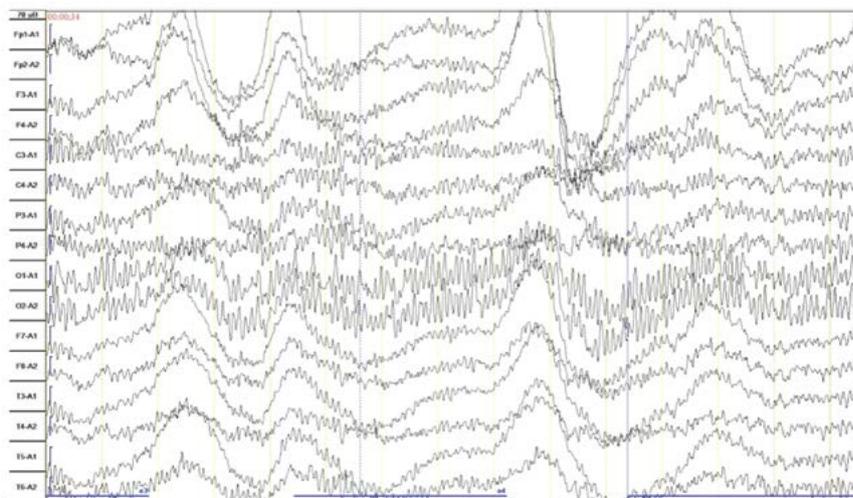


Рисунок 3. Один и тот же фрагмент ЭЭВ в разных режимах фильтрации ФВЧ: в стандартном режиме с нижней границей при 0,5 Гц (А — сверху), при 1 Гц с обычным фронтом ФВЧ (Б — в центре), при 1 Гц с крутым фронтом ФВЧ (В — внизу).

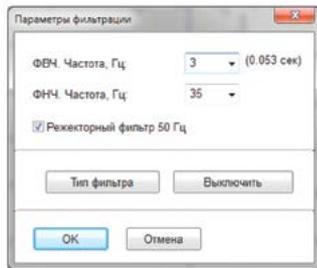


Рисунок 4. Пример варианта фильтрации ЭЭГ. На ФВЧ установлена нижняя граница фильтрации в 3 Гц (постоянная времени 0,053 сек). На ФНЧ установлена верхняя граница на уровне 35 Гц (МБН-Нейрокартограф).

может быть сдвинут на 1, 2 или 3 Гц (рис. 4). При этом частоты на ЭЭГ выше этой границы остаются практически неизменными независимо от выбранной крутизны фронта фильтрации и доступны как для визуального анализа, так и для математической обработки с построением спектров мощности или когерентности.

Фронты фильтрации могут быть разными (рис. 5). Стандартным следует считать вариант с фронтом фильтрации, приближенным к аналоговому аппаратным фильтрам, которые использовались в бумажнопишущих приборах.

Фильтр низкой частоты рекомендуется устанавливать на уровне 70 Гц, хотя на практике без потерь информации часто используется граница 35 Гц.

Для обычного анализа визуальной ЭЭГ и стандартной процедуры спектрального анализа использовать крутые фронты ФНЧ не целесообразно.

Такая необходимость возникает при подготовке фрагмента ЭЭГ с острой волной для локализации ее источника с помощью программы трехмерной локализации BrainLoc, когда устанавливается режим избирательной фильтрации. К примеру, интересующий нас разряд в виде острой волны или спайка попадает в диапазон 12–16 Гц, то избирательная фильтрация требует исключения «снизу» всех колебаний ниже 10 Гц и ослабления высокочастотных составляющих бета-диапазона, поэтому приходится подбирать эмпирическим

путем допустимую крутизну фронтов высокой и особенно низкой частоты.

Почему подбирать, а не рекомендовать сразу режимные величины фильтрации? Дело в том, что избирательная фильтрация — дело капризное. При очень жестких условиях фильтрации интересующий нас эпилептиформный феномен может исказиться до такой степени, что может оказаться непригодным для локализации его источника программой BrainLoc. Главную роль в этом искажении может сыграть именно крутизна фронта фильтра низкой частоты.

Другая беда возможна при чрезмерной крутизне фронта ФВЧ — искажение артефактных и высокоамплитудных тета- или альфа-волн. В этом случае они приобретают конфигурацию разрядной активности. Такую особенность ВНЧ следует иметь в виду и всегда проверять

достоверность визуальной картинке ЭЭГ, отключая фильтрацию до уровня нативной электроэнцефалограммы.

Следует иметь в виду, что в постреальном времени фильтрация осуществляется в цифровом режиме, а по завершении ее ЭЭГ сохранится в первоизданном виде.

Ошибки интерпретации ЭЭГ в связи с фильтрацией

При всей полезности приемов дополнительной фильтрации бездумное расширение ее применения чревато ошибочным толкованием электроэнцефалограммы. Следует знать, фильтр низкой частоты «снижает» амплитуду острых волн (рис. 6) и «подавляет» выраженность бета-ритма (рис. 7).

Фильтр высокой частоты меняет восходящий и нисходящий фронты колебаний, что приводит к появлению

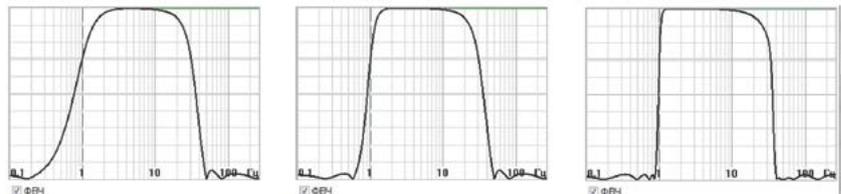


Рисунок 5. Варианты фронтов фильтров высокой частоты в ЭЭГ (МБН-Нейрокартограф).

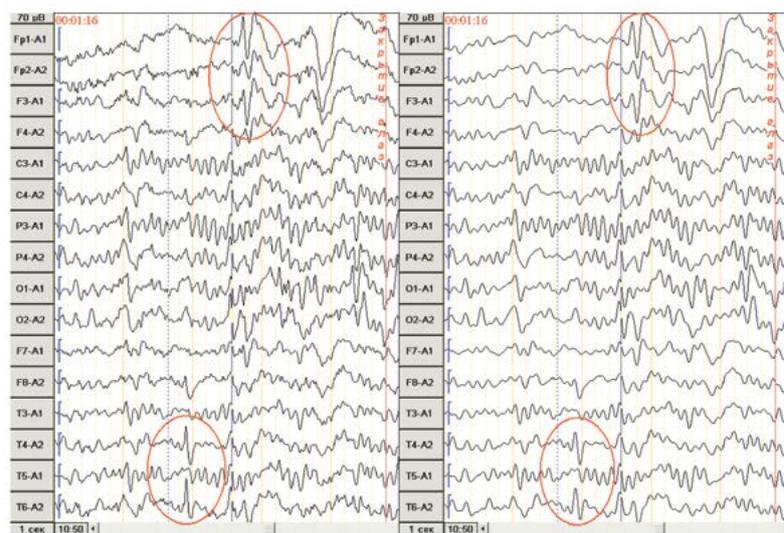


Рисунок 6. Один и тот же фрагмент ЭЭГ в разном режиме фильтрации. На левом фрагменте ЭЭГ, записанной в обычном режиме фильтрации (0,55 Гц снизу и 70 Гц сверху) отчетливо видны полициклические эпилептиформные разряды с выраженной острой волной. На правом — тот же фрагмент ЭЭГ в специальном режиме фильтрации (0,55 Гц снизу и 12 Гц сверху) отмечается существенное снижение амплитуды острых волн и снижение выраженности заостренности их вершин, особенно в височных отделах.

нию графически ложных эпилептиформных признаков, которых нет на нефильтованной ЭЭГ. Обычный артефакт, легко распознаваемый на нативной ЭЭГ, в результате вольного обращения с режимами фильтрации превращается в «типичный эпилептиформный» феномен (рис. 8).

Режекторная фильтрация ЭЭГ

В эпоху бумажнопишущей электроэнцефалографии о сетевой наводке в 50 Гц знали все. Это была извечная проблема — как очистить запись от этих артефактных наслоений. Для этого включались все аналоговые фильтры низкой частоты вплоть до 15 Гц «сверху» и малоуспешные варианты наилучшего заземления прибора. Современные компьютерные электроэнцефалографические комплексы имеют высокую помехоустойчивость как на аппаратном уровне (используются усилители с высоким коэффициентом ослабления синфазного сигнала), так и на программном (рис. 9).

Тем не менее, об этой проблеме помнить нужно и нужно понимать, как она решается на современных устройствах.

Режекторный фильтр, или полосо-заграждающий фильтр, (*фильтр-пробка*), — не пропускающий колебания некоторой определенной полосы частот, и пропускающий колебания с частотами, выходящими за пределы этой полосы. Эта полоса подавления характеризуется шириной

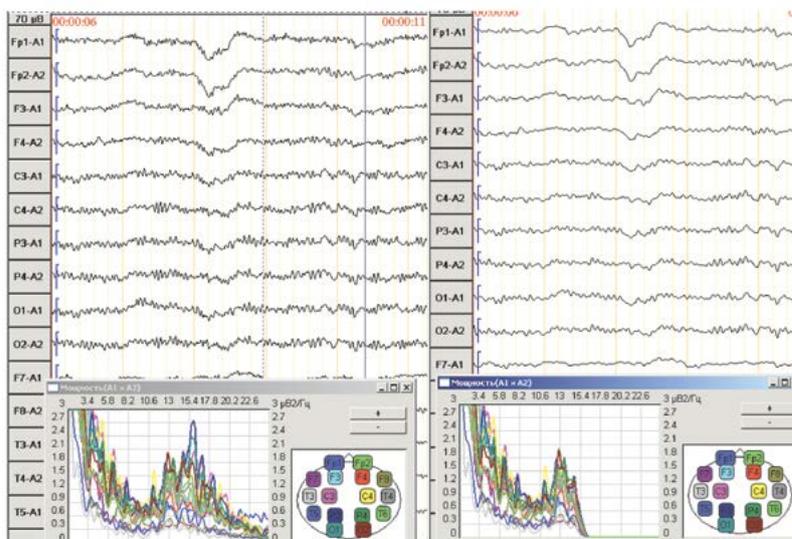


Рисунок 7. Один и тот же фрагмент ЭЭГ в разном режиме фильтрации. На левом фрагменте ЭЭГ, записанной в обычном режиме фильтрации (0,55 Гц снизу и 70 Гц сверху), отчетливо видно диффузное преобладание бета-активности. На правом — тот же фрагмент ЭЭГ в специальном режиме фильтрации (0,55 Гц снизу и 13 Гц сверху) создается иллюзия уплощенной ЭЭГ преобладания неопределенной медленной ритмики с наложением фрагментарной альфа-активности низкой амплитуды.

полосы задерживания и расположена приблизительно вокруг центральной частоты (рис. 10). Режекторный фильтр в ЭЭГ-усилителях предназначен для подавления «сетевой наводки» электросети. Для электроэнцефалографов отечественного производства такой частотой является колебания равные 50 Гц (в США 60 Гц). Порядок режекции (фронт фильтрации) может быть изменен и подобран в соответствии с целью исследования. Такая проблема может быть актуальной в исследовательской работе в диапазоне гамма-ритма, но поскольку в практической электроэнцефало-

графии частоты около 50 ГЦ и выше находятся вне зоны диагностического интереса, то избирательное удаление этой части спектра никак не сказывается на интерпретации ЭЭГ.

Знание режимов фильтрации, конечно, не является определяющим в понимании и толковании биоэлектрической активности головного мозга, но является существенным компонентом в общем представлении, из чего состоит электроэнцефалограмма и как она формируется во время записи и в процессе обработки, и позволит избежать ошибочных выводов на этапе формулирования заключения.

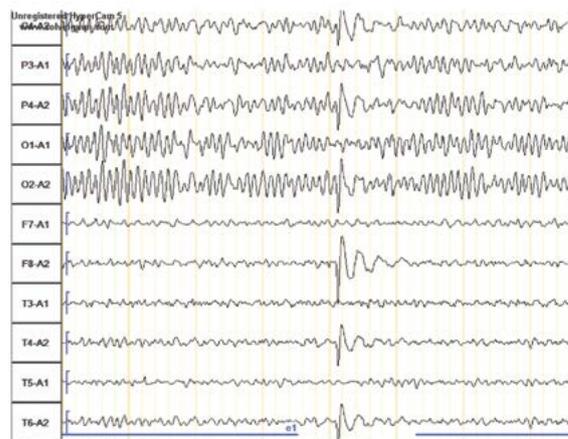
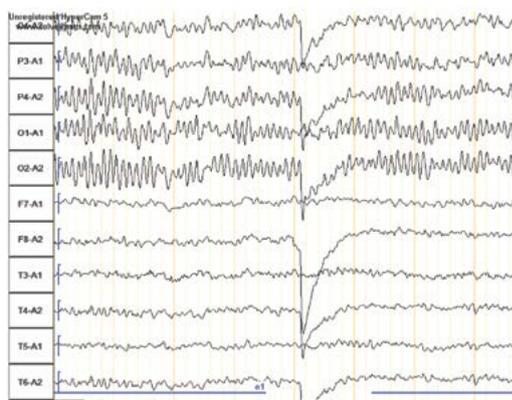


Рисунок 8. Нативная ЭЭГ, фильтрованная в традиционном режиме, содержит типичный распространенный артефакт (А — слева). Тот же фрагмент ЭЭГ после жесткой фильтрации, содержит генерализованную псевдоэпилептиформную активность.

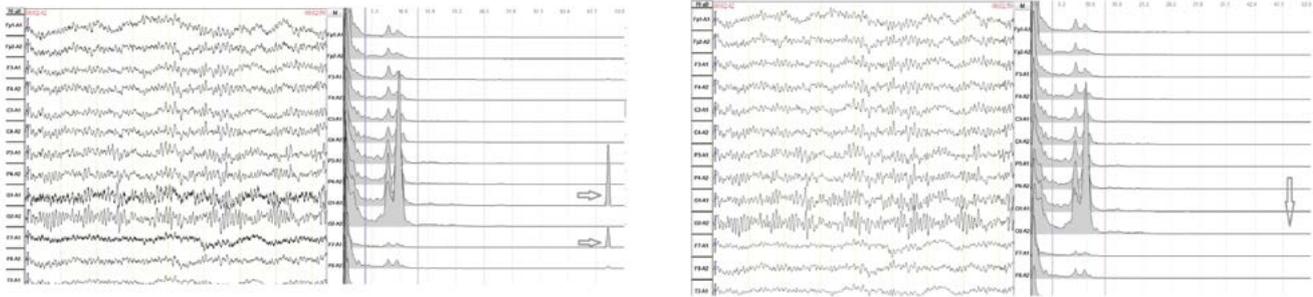


Рисунок 9. Сетевая наводка на нативной ЭЭГ и на графиках спектра мощности: режекторный фильтр выключен (А — слева), включен (Б — справа). Горизонтальные стрелки указывают пики спектра мощности на 50 Гц на ЭЭГ с отключенным фильтром, вертикальная — на место, где отсутствует аналогичный пик при включенном фильтре.

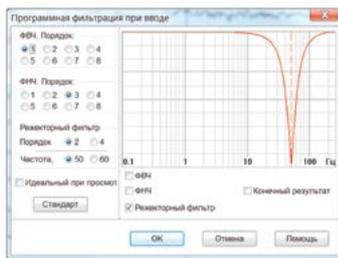


Рисунок 10. График при включенном режекторном фильтре для 50 Гц.

Список литературы:

1. Благосклонова Н. К., Новикова Л. А. Детская клиническая электроэнцефалография / Руководство для врачей. — М.: Медицина, —1994.
2. Грубов В. В., Руннова А. Е., Короновский А. А., Храмов А. Е., Адаптивная фильтрация сигналов электроэнцефалограмм с использованием метода эмпирических мод. Ж. Письма в журнал технической физики т. 43, юн 13, — 2017, — Р. 58–64.
3. Зенков А. Р., Ронкин М. А. Функциональная диагностика нервных болезней. Руководство для врачей. Издание третье.. Москва, МЕДпресс-информ, — 2004. — Глава 1. Электроэнцефалография. — 12–139.
4. Кропотов Ю. Д. Количественная ЭЭГ, когнитивные вызванные потенциалы мозга человека и нейротерапия. Донецк: Издатель Заславский А. Ю., — 2010. — 512 с.
5. Сотников П. И. Обзор методов обработки сигнала электроэнцефалограммы в интерфейсах мозг-компьютер. Инженерный вестник. — 2014 — Октябрь, №10, — 613–632.

Для цитирования: Иванов Л. Б. Фильтрация в электроэнцефалографии (лекция). Медицинский алфавит. 2020; (14):39–44. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2020-14-39-44>

For citation: Ivanov L. B. Filtering in electroencephalography (lecture). Medical alphabet. 2020; (14):39–44. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2020-14-39-44>



САРАНСК
12-13 октября
2020

21-й КОНГРЕСС
РОССИЙСКОГО ОБЩЕСТВА ХОЛТЕРОВСКОГО
МОНИТОРИРОВАНИЯ И НЕИНВАЗИВНОЙ
ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИИ (РОХМИНЭ)

13-й ВСЕРОССИЙСКИЙ КОНГРЕСС
«КЛИНИЧЕСКАЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОЛОГИЯ»

VI-я ВСЕРОССИЙСКАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
ДЕТСКИХ КАРДИОЛОГОВ ФМБА РОССИИ

