

Автоматизированный выбор параметров частотной фильтрации сигнала для мониторинга сенсорных вызванных потенциалов: пилотное исследование

Для корреспонденции:

Евгений Андреевич Левин,
e.levin@meshalkin.ru

Поступила в редакцию
2 декабря 2024 г. Принята
к печати 11 декабря 2024 г.

Цитировать: Левин Е.А.,
Писарев Я.В., Мухина И.Г.,
Глушаева А.А.,
Кильчуков М.Г. Автоматизи-
рованный выбор
параметров частотной
фильтрации сигнала для
мониторинга сенсорных
вызванных потенциалов:
пилотное исследование.
*Патология кровообра-
щения и кардиохирургия.*
2025;29(1):47-60. [https://doi.
org/10.21688/1681-3472-
2025-1-47-60](https://doi.org/10.21688/1681-3472-2025-1-47-60)

Финансирование

Исследование выполнено
при финансовой поддержке
Российского научного
фонда, грант № 23-25-00322.
Фонд не оказывал влияния
на разработку концепции
и дизайна исследования,
сбор и обработку
данных, интерпретацию
результатов, подготовку,
публикацию и другие этапы
создания статьи.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об
отсутствии конфликта
интересов.

Вклад авторов

Концепция и дизайн работы:
Е.А. Левин, Я.В. Писарев
Сбор и анализ данных:
И.Г. Мухина, М.Г. Кильчуков,
А.А. Глушаева, Е.А. Левин
Статистическая обработка
данных: М.Г. Кильчуков,
А.А. Глушаева, Е.А. Левин
Написание статьи:
Е.А. Левин, Я.В. Писарев
Исправление статьи:
Е.А. Левин, И.Г. Мухина
Утверждение окончатель-
ного варианта статьи: все
авторы

Е.А. Левин¹, Я.В. Писарев², И.Г. Мухина¹, А.А. Глушаева¹, М.Г. Кильчуков¹

¹ Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация

² Независимый исследователь, Алматы, Казахстан

Аннотация

Актуальность. Мониторинг соматосенсорных, зрительных и слуховых вызванных потенциалов используется для контроля сохранности соответствующих функций. Для своевременного выявления признаков их нарушения необходимо минимизировать временные интервалы между последовательными регистрациями вызванных потенциалов. Однако низкая амплитуда последних требует прибегать при их регистрации к усреднению, предполагающему длительное накопление десятков или сотен ответов на повторяемые стимулы. Частотная фильтрация улучшает соотношение сигнал/шум и уменьшает количество требуемых усреднений, но ее оптимальные параметры варьируют у разных пациентов, а их выбор требует значительного времени и высокой квалификации персонала.

Цель. Разработать и апробировать методику автоматизированного подбора параметров частотной фильтрации сигнала на реальных данных интраоперационного мониторинга соматосенсорных и зрительных вызванных потенциалов и сравнить результаты автоматизированного подбора с выбором, сделанным нейрофизиологом во время операции.

Методы. Методика реализована в созданной нами программе *qt5-eeg-filters*. Она загружает неотфильтрованные вызванные потенциалы, фильтрует их, используя заданный пользователем набор фильтров, сравнивает результаты фильтрации, учитывая воспроизводимость и амплитуды вызванных потенциалов, и выдает рекомендуемую полосу пропускания частотного фильтра. Неотфильтрованные вызванные потенциалы 23 пациентов (79 записей), которым выполняли интраоперационный мониторинг вызванных потенциалов с персонализированным подбором параметров фильтрации, были автоматически проанализированы с использованием 4 вариантов критерия оптимальности фильтра. Варианты получены комбинацией 2 параметров: способ оценки воспроизводимости вызванных потенциалов (только по характеристикам пиков (PV) или по отрезку кривой (CV)) и используемые значения амплитуд пиков (абсолютные (Abs) или относительные по сравнению с фоновыми колебаниями (Rel)). Для каждого варианта вычисляли коэффициенты корреляции предложенных программой параметров фильтрации с фактически выбиравшимися при интраоперационном мониторинге и оценивали различия между ними. Предложенные фильтры оценивал нейрофизиолог по 5-балльной шкале для последующего сравнения 4 вариантов критерия оптимальности между собой. Для статистического анализа использовали непараметрические методы: корреляцию Спирмена и критерий Фридмана/Уилкоксона.

Результаты. При критериях оптимальности типа AbsCV, RelCV и RelPV нижняя граница полосы пропускания была выше, чем выбранная нейрофизиологом при интраоперационном мониторинге: $p = 0,00002$, $p = 0,00003$ и $p = 0,056$ соответственно для зрительных вызванных потенциалов и $p < 0,00001$, $p < 0,00001$ и $p = 0,00002$ соответственно для соматосенсорных. При этих же критериях верхняя граница полосы пропускания была ниже, чем выбранная при мониторинге: $p = 0,00029$, $p = 0,00002$ и $p = 0,00037$ соответственно для зрительных вызванных потенциалов и $p < 0,00001$, $p < 0,00001$ и $p = 0,0002$ соответственно для соматосенсорных. То есть при всех этих критериях программа предлагала применять более «агрессивную» фильтрацию, чем фактически использовал нейрофизиолог при интраоперационном мониторинге (далее ИОМ-фильтр). При критерии оптимальности типа AbsPV однозначной тенденции не выявили; оценки качества как соматосенсорных, так и зрительных вызванных потенциалов, выбранных при этом критерии, были наилучшими. Лучшие оценки качества фильтров получили при использовании критерия RelCV для зрительных вызванных потенциалов (значимо не отличались от оценок для ИОМ-фильтра, $p = 0,22$) и AbsCV для соматосенсорных (были, тем не менее, хуже, чем для ИОМ-фильтра, $p = 0,0025$).

И для зрительных, и для соматосенсорных вызванных потенциалов наблюдали положительные корреляции между оценками качества при использовании ИОМ-фильтра и фильтров, предложенных программой. Для зрительных вызванных потенциалов они

ORCID

Е.А. Левин, <https://orcid.org/0000-0002-1338-5881>
 Я.В. Писарев, <https://orcid.org/0009-0008-8867-8452>
 И.Г. Мухина, <https://orcid.org/0000-0002-6506-9813>
 А.А. Глушаева, <https://orcid.org/0009-0000-1145-3732>
 М.Г. Кильчуков, <https://orcid.org/0000-0002-2395-7177>

© Левин Е.А., Писарев Я.В., Мухина И.Г., Глушаева А.А., Кильчуков М.Г., 2025



составили 0,74 ($p = 0,00014$), 0,72 ($p = 0,0003$), 0,74 ($p = 0,00016$) и 0,56 ($p = 0,019$) при сравнении ИОМ-фильтра с фильтрами, полученными с использованием критериев RelCV, AbsCV, RelPV и AbsPV соответственно. Для соматосенсорных вызванных потенциалов соответствующие корреляции составили 0,23 ($p = 0,085$), 0,49 ($p = 0,00014$), 0,45 ($p = 0,00050$) и 0,57 ($p = 0,00001$).

Во всех случаях, когда во время мониторинга имелись события, нарушавшие мониторируемую функцию, изменения вызванных потенциалов надежно идентифицировались при использовании как ИОМ-фильтров, так и фильтров, предложенных программой. Однако количество таких событий было недостаточным для статистического анализа.

Заключение. С использованием набора данных, полученных при реальном интраоперационном нейромониторинге, продемонстрирована возможность автоматизированного подбора параметров частотной фильтрации сенсорных вызванных потенциалов. Перспективы развития метода связаны с распространением анализа на уровень ответов на единичные стимулы.

Ключевые слова: вызванный потенциал; интраоперационный нейрофизиологический мониторинг; персонализированная медицина; соотношение сигнал/шум; частотная фильтрация сигнала

Automated selection of signal frequency filtering parameters for monitoring sensory evoked potentials: a pilot study

Corresponding author:

Evgeny A. Levin,
e_levin@meshalkin.ru

Received 2 December 2024.
 Accepted 11 December 2024.

How to cite: Levin E.A., Pisarev Ya.V., Mukhina I.G., Glushaeva A.A., Kilchukov M.G. Automated selection of signal frequency filtering parameters for monitoring sensory evoked potentials: a pilot study. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2025;29(1):47-60. (In Russ.) <https://doi.org/10.21688/1681-3472-2025-1-47-60>

Funding

The study was supported by the Russian Science Foundation, grant No. 23-25-00322. The Foundation did not influence the development of the concept and design of the study, data collection and processing, interpretation of the results, preparation, publication, and other stages of the article creation.

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Evgeny A. Levin¹, Yaroslav V. Pisarev², Irina G. Mukhina¹, Aleksandra A. Glushaeva¹, Martin G. Kilchukov¹

¹ Meshalkin National Medical Research Center, Ministry of Health of the Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation

² Independent researcher, Almaty, Kazakhstan

Abstract

Introduction: The monitoring of somatosensory, visual and auditory evoked potentials (EP) is used to control the preservation of the corresponding functions. To detect promptly signs of their impairment, it is necessary to minimize the time intervals between consecutive recordings of EP. However, the low amplitude of the latter forces researchers to resort to averaging at recording them that involves the long-term accumulation of tens or hundreds of responses to repeated stimuli. Frequency filtering improves the signal-to-noise ratio and reduces the number of required averagings, but its optimal parameters vary among patients and their selection requires considerable time and highly qualified personnel.

Objective: The study aimed to develop and test a method for automated selection of signal frequency filtering parameters using real data from intraoperative monitoring (IOM) of somatosensory and visual EPs and compare the results of automated selection with the choice made by an experienced neurophysiologist during surgery.

Methods: The automated frequency filter selection technique was implemented in our own program, *qt5-eeg-filters*. It loads unfiltered EPs, filters them using a user-defined set of filters, compares the filtering results taking into account the reproducibility and amplitudes of the EPs, and provides the user with the recommended passband of the frequency filter. Unfiltered EPs of 23 patients (79 records) who underwent intraoperative neuromonitoring with personalized selection of filtering parameters were automatically analyzed using four variants of the filter optimality criterion. These variants were obtained by combining two parameters: (1) the method of assessing the reproducibility of EPs only by characteristics of the peaks (PV) or by a curve segment (CV) and (2) the peak amplitude values used, namely absolute (Abs) or relative values compared to background oscillations (Rel). For each variant, the correlation coefficients of the filtering parameters proposed by the program with those actually selected during IOM were calculated, and their differences were assessed. In addition, the proposed filters were evaluated by a neurophysiologist on a five-point scale for subsequent comparison of the four variants of the optimality criterion with each other. Nonparametric methods were used for statistical analysis: Spearman correlation and Friedman/Wilcoxon test.

Contribution of the authors

Conception and study design:

E.A. Levin, Ya.V. Pisarev

Data collection and analysis:

I.G. Mukhina, M.G. Kilchukov,

A.A. Glushaeva, E.A. Levin

Statistical analysis: M.G. Kilchukov,

A.A. Glushaeva, E.A. Levin

Drafting the article:

E.A. Levin, Ya.V. Pisarev

Critical revision of the article:

E.A. Levin, I.G. Mukhina

Final approval of the version

to be published: E.A. Levin,

Ya.V. Pisarev, I.G. Mukhina,

A.A. Glushaeva, M.G. Kilchukov

ORCIDE.A. Levin, <https://orcid.org/0000-0002-1338-5881>Ya.V. Pisarev, <https://orcid.org/0009-0008-8867-8452>I.G. Mukhina, <https://orcid.org/0000-0002-6506-9813>A.A. Glushaeva, <https://orcid.org/0009-0000-1145-3732>M.G. Kilchukov, <https://orcid.org/0000-0002-2395-7177>

© 2025 Levin et al.

**Введение**

Сенсорными вызванными потенциалами (ВП) называют биоэлектрическую активность, регистрируемую от головного или спинного мозга или периферических нервов в ответ на стимулы той или иной модальности. Различают соматосенсорные ВП (ССВП), получаемые, как правило, при стимуляции чувствительных нервов конечностей или других периферических нервов электрическим током; зрительные (ЗВП), возникающие в ответ на световые стимулы, такие как вспышки света или резкие изменения изображения; и слуховые (в том числе акустические стволовые), вызываемые звуковыми стимулами. В последнее время сенсорные ВП широко используются не только в клинической диагностике, но и для продолжительного мониторинга состояния функционально значимых зон у пациентов, находящихся в бессознательном состоянии, в частности, при интраоперационном мониторинге (ИОМ), выполняемом во время нейрохирургических операций, протезирования аорты, нейроваскулярных и других вмешательств [1–3], а также при мониторинге функционального состояния центральной нервной системы в отделениях реанимации и интенсивной терапии [4]. Задачей

Results: With the optimality criteria of the AbsCV, RelCV, and RelPV types, the lower limit of the passband was higher than that selected by the neurophysiologist during IOM: $p=0.00002$, $p=0.00003$, and $p=0.056$, respectively, for visual EP (VEP), and $p<0.00001$, $p<0.00001$, and $p=0.00002$, respectively, for somatosensory EP (SSEP). With the same criteria, the upper limit of the passband was lower than that selected during IOM: $p=0.00029$, $p=0.00002$, and $p=0.00037$, respectively, for VEP, and $p<0.00001$, $p<0.00001$, and $p=0.0002$, respectively, for SSEP. Thus, with all these criteria, the program suggested using more "aggressive" filtering than the neurophysiologist actually used during the IOM (hereinafter referred to as "IOM filter"). With the optimality criterion of the AbsPV type, no clear trend was revealed; at the same time, the quality assessments of both SSEP and VEP selected with this criterion were the worst. The best quality assessments of the filters were obtained using the RelCV criterion for VEP (they did not differ significantly from the assessments for the IOM filter, $p = 0.22$) and AbsCV for SSEP (they were, however, worse than for the IOM filter, $p = 0.0025$).

For both VEP and SSEP, positive correlations were observed between the quality assessments when using the IOM filter and the filters proposed by the program. For VEP they were 0.74 ($p=0.00014$), 0.72 ($p=0.0003$), 0.74 ($p=0.00016$) and 0.56 ($p=0.019$) when comparing the IOM filter with the filters obtained using the RelCV, AbsCV, RelPV and AbsPV criteria, respectively. For SSEP the corresponding correlations were 0.23 ($p=0.085$), 0.49 ($p=0.00014$), 0.45 ($p=0.00050$) and 0.57 ($p=0.00001$).

In all cases when there were events that impaired the monitored function during IOM, the changes in EPs were reliably identified using both the IOM filters and the filters proposed by the program. However, the number of such events was insufficient for statistical analysis.

Conclusion: We demonstrated the possibility of automated selection of frequency filtering parameters for sensory evoked potentials using a dataset obtained during real intraoperative neuromonitoring sessions. Prospects for the development of the method are associated with the extension of the analysis to the single-trial level.

Keywords: Band-Pass Filter; Evoked Potentials; Intraoperative Neurophysiological Monitoring; Personalized Medicine; Signal-to-Noise Ratio

нейрофизиологического мониторинга является выявление возникающего у пациента нарушения мониторируемой функции. На ранних этапах такие нарушения часто бывают обратимыми, поскольку во многих случаях функциональное нарушение предшествует анатомическому повреждению. При нейрохирургических операциях мониторинг сенсорных ВП помогает предотвратить или минимизировать осложнения, связанные с механическим, тракционным или термическим (от электрокоагуляции) повреждением нейральных структур. При операциях на сосудах (протезирование аорты, клипирование церебральных и спинальных аневризм, вмешательства по поводу артериовенозных мальформаций и др.) — осложнения, связанные с ишемическими повреждениями нервной системы. Так, при протезировании аорты мониторинг ССВП позволяет выявить необходимость реимплантации сегментарных артерий, при клипировании церебральных аневризм — определить положение клипсы, не приводящее к развитию ишемии. Во всех описанных ситуациях возможность предотвращения ятрогенных неврологических осложнений зависит от своевременности сообщения о возникшей дисфункции. А при плановом использовании

мониторинга сенсорных ВП для выбора хирургической тактики время, необходимое для регистрации ВП, влияет на общую продолжительность операции. Таким образом, при мониторинге сенсорных ВП существует задача сокращения времени, необходимого для их регистрации, что позволяет регистрировать ВП с меньшими интервалами времени, а также улучшения качества регистрируемого сигнала для возможности выявления дисфункций на ранней стадии.

Однако решению этой задачи препятствует тот факт, что амплитуда регистрируемых сенсорных ВП, как правило, в разы или десятки раз ниже амплитуды фоновой (не связанной со стимулом) активности нервной системы и сторонних электромагнитных шумов. Поэтому для выделения сигнала (ВП) из шума применяется метод усреднения, требующий накопления нескольких десятков или сотен ответов на повторяемые стимулы. В результате получение сенсорных ВП может занимать до нескольких минут (учитывая, что нередко нужно записывать ВП с разных сторон, а иногда и нескольких модальностей). А слишком большие интервалы между последовательными проверками снижают эффективность мониторинга ВП. Для решения этой проблемы можно воспользоваться тем, что при ИОМ контрольными показателями являются не популяционные нормы, а собственные показатели пациента в начале операции, что позволяет использовать более «агрессивные» методы обработки сигнала, чем при стандартной амбулаторной регистрации сенсорных ВП. Одним из таких методов, помогающих значительно уменьшить количество усреднений, требуемых для получения сенсорных ВП, является частотная фильтрация записываемого сигнала, отсекающая внешние помехи и фоновую биоэлектрическую активность, существенно улучшая соотношение сигнал/шум [5–8]. Однако оптимальные параметры фильтрации сигнала значительно варьируют в зависимости от индивидуальных особенностей пациентов, влияния дооперационного неврологического дефицита, анестетиков и так далее, а выбор этих параметров требует значительного времени и высокой квалификации персонала.

Решением проблемы может быть автоматизация подбора рекомендуемых параметров частотной фильтрации сигнала. Мы создали программу, реализующую такую методику. Она загружает неотфильтрованные ВП, фильтрует их, используя заданный пользователем набор фильтров верхних (ФВЧ) и нижних (ФНЧ) частот, сравнивает результаты фильтрации, используя критерий оптимальности, учитывающий воспроизводимость и амплитуду

ВП, и выдает пользователю рекомендуемую полосу пропускания частотного фильтра, а также информацию о значениях критерия оптимальности для каждой пары значений ФВЧ и ФНЧ.

Цель работы — апробация методики автоматизированного подбора параметров частотной фильтрации на реальных данных ИОМ ССВП и ЗВП и сравнение результатов, получаемых при использовании различных вариантов вычисления критерия оптимальности между собой, а также с результатами оптимизации параметров частотной фильтрации ВП, выполненной интраоперационно опытным нейрофизиологом.

Методы

Сбор нейрофизиологических данных

Для анализа использовали необработанные данные ИОМ ЗВП и ИОМ ССВП, записанные во время плановых нейрохирургических операций в нейрохирургическом отделении НМИЦ им. ак. Е.Н. Мешалкина. Отбор пациентов для записи у них данных не проводили, критерием включения был запланированный в соответствии с медицинскими показаниями ИОМ ВП, для каждой модальности записывали данные, полученные у последовательной серии больных. ИОМ во всех случаях также осуществляли в плановом порядке; во время его проведения, параллельно с регистрацией ВП, подвергавшихся обработке с выбранными нейрофизиологом параметрами, записывали неотфильтрованные данные ВП, что не влияло на ход мониторинга. Использование записанных во время ИОМ неотфильтрованных данных для последующего анализа в режиме офлайн одобрено решениями Локального этического комитета НМИЦ им. ак. Е.Н. Мешалкина (протоколы № 07-5 от 14.07.2023 г. и № 8 от 30.06.2017 г.). Поскольку данные анализировали ретроспективно в обезличенном виде, а запись данных во время плановых процедур не влияла на их ход, информированное согласие пациентов не требовалось.

Мониторинг во всех случаях выполняли с помощью системы ISIS IOM (Inomed Medizintechnik, Эммендинген, Германия) с программным обеспечением NeuroExplorer 4.4 того же производителя.

Обработка и анализ данных мониторинга вызванных потенциалов

Обработку и анализ зарегистрированных необработанных данных выполняли с помощью программного обеспечения *qt5-eeg-filters*, созданного Я.В. Писаревым. Техническое описание приведе-

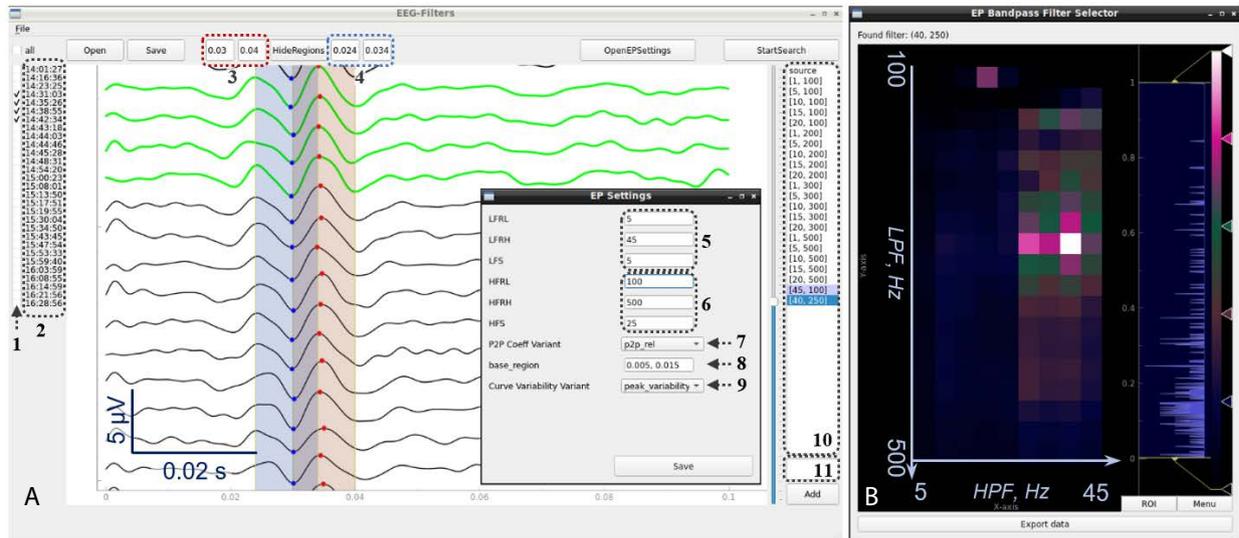


Рис. 1. Пользовательский интерфейс программы *qt5-eeg-filters*: **A** — основное окно, пример отфильтрованных соматосенсорных вызванных потенциалов. Пунктирными рамками и стрелками с числами отмечены основные элементы интерфейса; **B** — пример всплывающего окна с тепловой картой, представляющей коэффициенты оптимальности для всех проверенных сочетаний фильтров верхней (HPF) и нижней (LPF) частоты. В верхней строке — полоса пропускания фильтра, оцененного как оптимальный (40, 250). Результат получен при анализе вызванных потенциалов, представленных на панели **A** с указанными в окне *EP Settings* параметрами

Примечание к рис. 1. **A** 1 — ряд чекбоксов для выбора треков, по которым следует выбирать оптимальный фильтр, **2** — обозначения треков (по времени записи), **3, 4** — пары окошек для задания границ интервалов поиска пиков (интервалы поиска и найденные экстремумы выделены соответствующим цветом в окне графиков), **5, 6** — поля для задания параметров поиска нижней и верхней (соответственно) границ полосы пропускания частотного фильтра, сверху вниз: нижняя граница интервала поиска, верхняя граница интервала поиска, шаг перебора, **7** — поле выбора варианта оценки межпиковой амплитуды; возможные варианты: *p2p_abs* — абсолютное значение разности, *p2p_rel* — относительное значение разности (способ вычисления этих показателей описан в тексте), **8** — поле для задания базового интервала для п. **7** (доступно только при выборе *p2p_rel*), **9** — поле для выбора варианта оценки воспроизводимости треков; возможные варианты: *peak_variability* — по вариативности пиков, *curve_variability* — по вариативности треков (способ вычисления этих показателей описан в тексте), поля **5–9** находятся во всплывающем окне, вызываемом нажатием кнопки *OpenEPSettings*, **10** — окно для отображения и выбора частотных фильтров; показан набор предзаданных вариантов, варианты, находившиеся автоматически и задававшиеся вручную пользователем, **11** — поле для задания фильтра (нижней и верхней границ полосы пропускания) пользователем.

но в **Приложении 1**, пользовательский интерфейс показан на рис. 1, А. Сохраненные неотфильтрованные записи ВП загружали из файла ASCII в программу *qt5-eeg-filters*, после чего задавали интервалы поиска основных негативного и позитивного пиков ВП (рис. 1, А). Затем отмечали 3–5 треков ВП для последующего определения на их данных оптимального фильтра. Как правило, выбирали несколько первых треков, соответствующих периоду перед началом операции или в начале этапа доступа. После этого в окне ввода модуля *ep-bandpass-filter-selector* (см. рис. 1, А) задавали диапазон и шаг перебора вариантов ФВЧ и ФНЧ и метод вычисления критерия оптимальности фильтра (см. ниже). Затем запускали поиск оптимального для заданных параметров фильтра, результаты которого отображались в окне вывода модуля *ep-bandpass-filter-selector*

(рис. 1, В). В этом окне показывались результаты вычисления критерия оптимальности для каждой пары ФВЧ и ФНЧ в виде тепловой карты, а для фильтра, определенного как оптимальный, отображались границы полосы пропускания в числовом виде. Отобранный программой фильтр использовали для отображения анализируемых ВП, результат оценивал нейрофизиолог (Л.Е.А.) по разработанной авторами 5-балльной шкале с точки зрения идентифицируемости и воспроизводимости основных пиков и волн ВП и возможности выявления начала сенсорной дисфункции (если такое событие имело место во время мониторинга) на отфильтрованной записи. Аналогичную оценку выполняли отдельно и для ВП, отфильтрованных с параметрами, которые применяли во время операции. Характеристики, соответствующие оценкам от 1 до 5, приведены в табл. 1.

Табл. 1. Критерии оценки качества треков вызванных потенциалов после применения частотной фильтрации

Оценка	Идентифицируемость пиков	Соотношение амплитуд пик/шум	Вариативность амплитуд пиков	Вариативность латентностей пиков	Признаки возможной дисфункции, доступные для выявления*
5	Однозначная, по морфологии и/или амплитуде	> 10	Минимальная	Минимальная	↓ амплитуд и/или ↑ латентностей на единицы процентов**
4		> 5	< 25 %	< 5 %	↓ амплитуд на > 30 % и/или ↑ латентностей на > 5 %
3	Возможно сходство по морфологии и амплитуде с соседними пиками	> 2	< 50 %	< 10 %	↓ амплитуд на > 50 % и/или ↑ латентностей на > 10 %***
2		< 2	> 50 %	> 10–15 %	Все или ничего***
1	Воспроизводимые пики не определяются				Выявить невозможно

Примечание. * — оценочно (в большинстве анализированных записей дисфункции не выявлялись); ** — сообщение хирургам при унилатеральных изменениях; при изменениях для нескольких мониторируемых вызванных потенциалов — проверка системных параметров (изменялись ли глубина анестезии, температура, артериальное давление); *** — может требоваться повторная запись для подтверждения изменений.

Варианты критерия оптимальности частотного фильтра

В программе реализовано 4 варианта вычисления критерия оптимальности, определяющихся сочетанием 2 параметров, для каждого из которых имеется 2 опции. Первый параметр — способ определения межпиковой амплитуды: либо как разность между максимумом и минимумом (Abs), либо как отношение межпиковой амплитуды к среднему размаху амплитуд на «фоновом» интервале (Rel). Второй параметр — способ оценки воспроизводимости треков ВП. Для этой цели использовали обратное воспроизводимости понятие «вариативность». Последнюю определяли 2 способами: либо как вариативность пиков ВП (Peak Variability, PV), либо как вариативность треков ВП (Curve Variability, CV). В первом случае вычисляли средние для выбранного набора треков значения амплитуд и латентностей пиков ВП, для каждого из этих треков определяли отклонения (в процентах) этих значений от среднего, а затем вычисляли средневзвешенное значение модулей этих отклонений. Во втором случае попарные различия треков вычисляли как интеграл модуля разности между ними на заданном временном интервале, а затем вычисляли среднее для этих попарных различий. Получившиеся сочетания далее будут обозначаться как AbsPV, AbsCV, RelPV и RelCV.

Статистический анализ

Для сравнения вариантов вычисления критерия оптимальности вычисляли коэффициенты корреляции между фактически использованными при ИОМ границами полосы пропускания частотного фильтра и рекомендованными на основе каждого из 4 вариантов критерия оптимальности, а также про-

водили сравнение оценок, выставленных нейрофизиологом результатам фильтрации для каждого варианта. Сравнения выполняли отдельно для ССВП и ЗВП (корреляции для ЗВП не вычисляли, поскольку при ИОМ во всех анализированных случаях, кроме одного, применяли одни и те же параметры фильтрации). Использовали непараметрические методы статистического анализа: коэффициент корреляции Спирмена и тест Фридмана/Уилкоксона для сопоставления фактически использованных при ИОМ и выбранных программой фильтров и для сравнения оценок, выставленных нейрофизиологом результатам фильтрации. Коэффициенты значимости приведены с поправкой Бонферрони на множественные сравнения. Статистический анализ выполняли с помощью программы Statistica (TIBCO Software Inc., США).

Результаты

Собранные данные пациентов

Использовали необработанные данные мониторинга, записанные во время плановых нейрохирургических операций, выполнявшихся в январе – мае 2018 г. (собирались данные ЗВП) и в сентябре – октябре 2023 г. (собирались данные ССВП) в нейрохирургическом отделении НМИЦ им. ак. Е.Н. Мешалкина. Необработанные ССВП сохранили для 17 пациентов (55 конечностей), необработанные ЗВП — для 6 больных (12 глаз, 24 записи: ипси- и контралатеральное полушария для каждого из глаз). Характеристики пациентов приведены в табл. 2. Во всех случаях при мониторинге ВП использовали персонализированный подход. Его применение при мониторинге ЗВП подробно описали в недавней работе [8],

Табл. 2. Данные пациентов

Пол	Возраст	Оперированная зона	Патология	Дооперационная сенсорная дисфункция
Соматосенсорные вызванные потенциалы				
М	65	Височная доля слева	Кавернозная мальформация	Нет
М	34	Th1	Менингиома	Нет
М	66	Лобная доля слева	Метастаз	Нет
М	39	Височная доля слева	Астроцитомы	Нет
Ж	58	Лобная доля справа	Глиобластома	Нет
М	54	Мосто-мозжечковый угол справа	Шваннома VIII пары	Нет
М	32	Лобная, височная, островковая доли слева	Астроцитомы	Нет
Ж	63	Гемисфера мозжечка слева	Метастаз	Нет
Ж	41	Височная доля справа	Глиобластома	Нет
М	40	Хиазмально-селлярная область	Макроаденома гипофиза	Нет
М	63	Решетчатая кость	Остеома	Нет
М	55	Кавернозный синус слева	Менингиома	Нет
М	48	Лобная и теменная области слева	Менингиома	Нет
Ж	52	Теменная доля слева	Метастаз	Нет
Ж	68	Височная доля слева	Глиобластома	
М	13	Височная доля слева	Глиосаркома	Нет
М	61	Th6–Th10	Остеосаркома	Проводниковая гипестезия с уровня Th6
Зрительные вызванные потенциалы				
М	60	Хиазмально-селлярная область	Макроаденома гипофиза	Снижение остроты зрения
М	58	Хиазмально-селлярная область	Макроаденома гипофиза	Снижение остроты зрения
Ж	71	Затылочная область справа	Менингиома гипофиза	Нет
М	62	Хиазмально-селлярная область	Макроаденома гипофиза	Нет
Ж	31	Хиазмально-селлярная область	Макроаденома гипофиза	Снижение остроты зрения
М	62	Височная и затылочная доли слева	Метастаз	Нет

для ССВП методика была аналогичной. На начальном этапе мониторинга нейрофизиолог выбирал группы отведений, полосы пропускания частотного фильтра, частоту стимуляции и количество усреднений, позволяющие за минимальное время получить ВП приемлемого качества. Данные о выбранных параметрах мониторинга для каждого пациента приведены в *Дополнительных материалах*.

Корреляции между характеристиками фильтров

В отношении ССВП для фильтров, фактически использовавшихся при ИОМ (далее ИОМ-фильтр) и выбранных при автоматическом анализе с разными критериями оптимальности, сопоставляли нижние и верхние границы полосы пропускания, а также оценки качества ВП. Для нижней границы полосы пропускания не получили значимых корреляций между ИОМ-фильтром и фильтрами, выбранными автоматически с любым из 4 критери-

ев оптимальности. Для верхней границы полосы пропускания значимыми были корреляции между ИОМ-фильтром и фильтрами, полученными с критериями оптимальности RelPV и AbsPV ($R = 0,39$, $p = 0,012$ и $R = 0,35$, $p = 0,034$). Для оценок качества ССВП, полученных при фильтрации, корреляции с ИОМ-фильтром были значимыми для всех вариантов критерия оптимальности, кроме RelCV: $R = 0,57$, $p = 0,0002$; $R = 0,45$, $p = 0,002$ и $R = 0,49$, $p = 0,0056$ для AbsPV; RelPV и AbsCV соответственно. Для ЗВП корреляции с результатами использования ИОМ-фильтра вычисляли только для оценок качества полученных в результате фильтрации ВП. Они оказались статистически значимыми для всех вариантов критерия оптимальности, при этом, в отличие от корреляций для ССВП, являлись максимальными для ВП, полученных с параметром CV, а не PV, и Rel, а не Abs. А именно: $R = 0,74$, $p = 0,00014$; $R = 0,72$, $p = 0,0003$; $R = 0,74$, $p = 0,00016$ и $R = 0,56$, $p = 0,019$ для RelCV; AbsCV; RelPV и AbsPV соответственно.

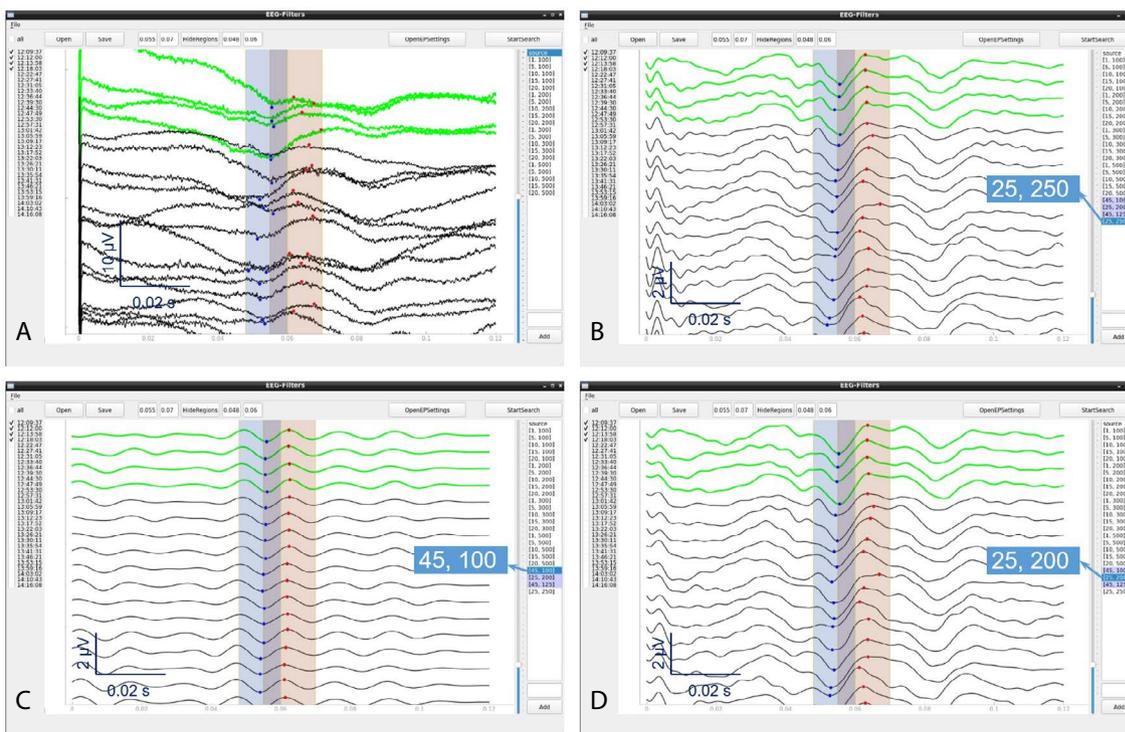


Рис. 2. Неотфильтрованные соматосенсорные вызванные потенциалы, фильтрация с используемыми при интраоперационном мониторинге параметрами и с параметрами фильтров, отобранных программой в качестве оптимальных: **A** — неотфильтрованные соматосенсорные вызванные потенциалы. Идентификация пиков практически невозможна, несмотря на то что каждый трек является результатом около 40 усреднений; **B** — результат фильтрации с параметрами, которые фактически использовали при интраоперационном мониторинге (полоса пропускания 25–250 Гц); **C** — результат фильтрации с параметрами, отобранными программой при критерии оптимальности, использующем абсолютные значения межпиковых амплитуд и вариативность треков на всем анализируемом участке (AbsCV, см. основной текст). Пример «сверхсглаживания»: за счет узкой полосы пропускания фильтра (45–100 Гц) достигнута очень хорошая воспроизводимость пиков, однако морфология последовательных пиков практически совпадает; **D** — результат фильтрации с параметрами, отобранными при критерии оптимальности, использующем вариативность пиков (AbsPV). Для соматосенсорных вызванных потенциалов использование этого критерия оптимальности наиболее часто приводило к результату автоматического выбора, сходному с фильтром, который использовали при интраоперационном мониторинге (в данном случае 25–200 Гц)

Групповые различия между характеристиками фильтров

Помимо корреляций, между вышеуказанными характеристиками оценивали групповые различия. Тест Фридмана выявил значимые различия и для верхних и нижних границ полосы пропускания частотных фильтров, и для оценок качества ВП как для ССВП ($p < 0,00001$, $p < 0,00001$ и $p = 0,00001$ соответственно (рис. 2)), так и для ЗВП ($p < 0,00001$, $p < 0,00001$ и $p = 0,0015$ соответственно (рис. 3); для ЗВП границы полосы пропускания ИОМ-фильтра в сравнение не включали). В связи с этим выполнили попарные сравнения с участием ИОМ-фильтра и фильтров, рекомендованных программой *qt5-eeg-filters*. Результаты этих сравнений представлены в табл. 3. Кроме того, провели попарное сравнение результатов подбора фильтров с разными критери-

ями оптимальности. Наиболее значимыми и проявившимися как для ССВП, так и для ЗВП оказались различия между характеристиками фильтров, выбравшихся с использованием критериев оптимальности на основе вариативности пиков (PV) и вариативности треков (CV). При этом для ФВЧ частота среза при использовании CV была выше, а для ФНЧ, наоборот, ниже. Таким образом, использование CV для оценки оптимальности фильтра было во всех случаях связано со значимым сужением полосы пропускания рекомендованных программой фильтров по сравнению с использованием PV. Характерные различия результирующих ССВП для двух этих вариантов показаны на рис. 2, C, D. При этом фильтры, которые выбирал нейрофизиолог во время ИОМ (рис. 2, B), обычно оказывались ближе к варианту с PV (см. табл. 3).

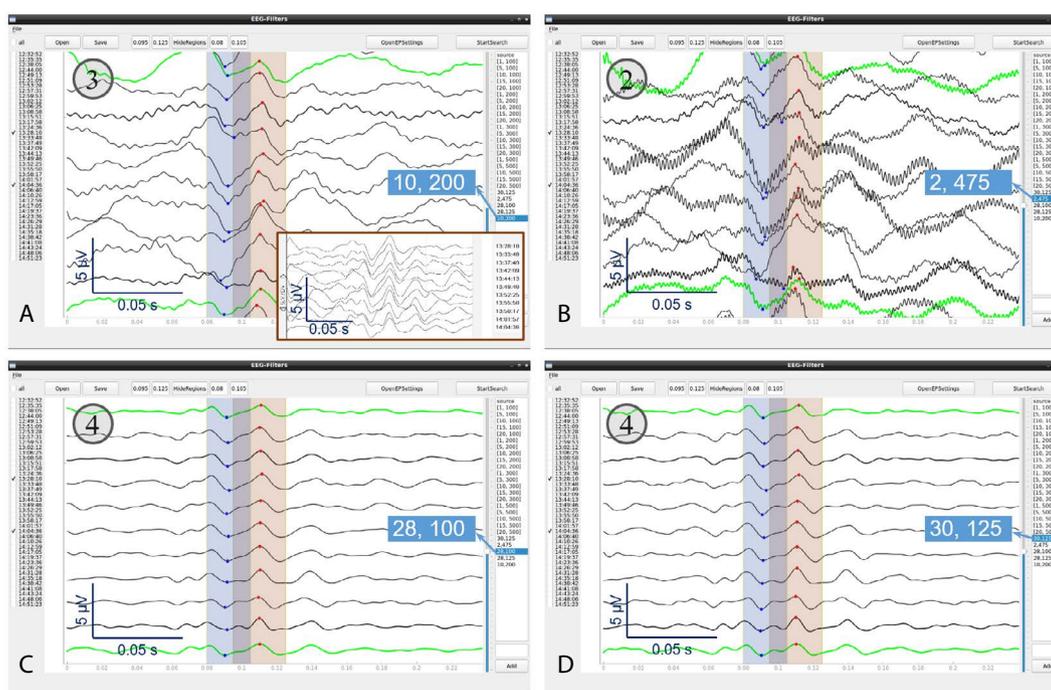


Рис. 3. Зрительные вызванные потенциалы, отфильтрованные с разными параметрами фильтрации, и оценки, которые выставлял им нейрофизиолог: **A** — зрительные вызванные потенциалы, отфильтрованные с полосой пропускания 10–200 Гц, которую использовали при интраоперационном мониторинге. На врезке для сравнения те же кривые с теми же (формально) параметрами фильтрации из окна анализа системы NeuroExplorer 4.4 (ISIS IOM); **B** — зрительные вызванные потенциалы, отфильтрованные с полосой пропускания 2–475 Гц (предложена программой при критерии оптимальности типа AbsPV); **C, D** — фильтрация зрительных вызванных потенциалов с полосой пропускания 28–100 и 30–125 Гц (предложена программой при критериях оптимальности типа RelCV и AbsCV соответственно) позволила получить лучше воспроизводимые треки, чем используемая при интраоперационном мониторинге, хотя и приводит к снижению амплитуд пиков зрительных вызванных потенциалов
Примечание. Число в круге слева вверху на каждом графике — оценка, выставленная нейрофизиологом этим зрительным вызванным потенциалам по критериям, перечисленным в табл. 1.

Табл. 3. Сравнение результатов фильтрации с помощью фильтров, рекомендованных программой *qt5-eeeg-filters*, и фильтра, который выбирал нейрофизиолог во время интраоперационного мониторинга

Характеристика	ИОМ-фильтр	Рекомендованные фильтры при критериях оптимальности			
		AbsCV	AbsPV	RelCV	RelPV
Соматосенсорные вызванные потенциалы					
Фильтры верхних частот, Гц	20 (20–20)	45 (35–45)	25 (17,5–40)	45 (40–45)	30 (20–45)
	<i>p</i>	< 0,00001	0,003	< 0,00001	0,00002
Фильтры нижних частот, Гц	300 (250–300)	125 (100–162,5)	225 (150–362,5)	125 (100–150)	150 (125–250)
	<i>p</i>	< 0,00001	0,7	< 0,00001	0,0002
Оценка качества вызванных потенциалов, балл	4 (3–5)	3 (3–4)	3 (3–4)	3 (3–4)	3 (3–4)
	<i>p</i>	0,0025	0,00007	0,00024	0,00022
Зрительные вызванные потенциалы					
Фильтры верхних частот, Гц	10 (10–10)	26 (22–28)	7 (3,5–18,5)	28 (19,5–30)	14 (7,5–22)
	<i>p</i>	0,00002	0,69	0,00003	0,056
Фильтры нижних частот, Гц	200	100	437,5	100	125
	(200–200)	(100–125)	(162,5–500)	(100–100)	(100–131,25)
<i>p</i>	0,00029	0,0047	0,00002	0,00037	
Оценка качества вызванных потенциалов, балл	3 (3–4)	3 (3–4)	3 (2–3,25)	3 (3–4)	3 (3–4)
	<i>p</i>	0,09	0,0086	0,22	0,14

Примечание. ИОМ-фильтр — фильтр, который выбирал нейрофизиолог во время операции; AbsCV, AbsPV, RelCV, RelPV — методы вычисления критерия оптимальности с использованием абсолютных (Abs) или относительных (Rel) межпиковых амплитуд и определения воспроизводимости ответов по показателям вариативности треков (CV) или пиков (PV); фильтры верхних и нижних частот — нижняя и верхняя границы полосы пропускания частотного фильтра соответственно. Данные представлены как медиана (Q1–Q3). Во второй строчке курсивом приведена статистическая значимость (по критерию Вилкоксона) различий между значениями соответствующего показателя при использовании ИОМ-фильтра и фильтра, рекомендованного программой с использованием метода определения критерия оптимальности, указанного в заголовке столбца.

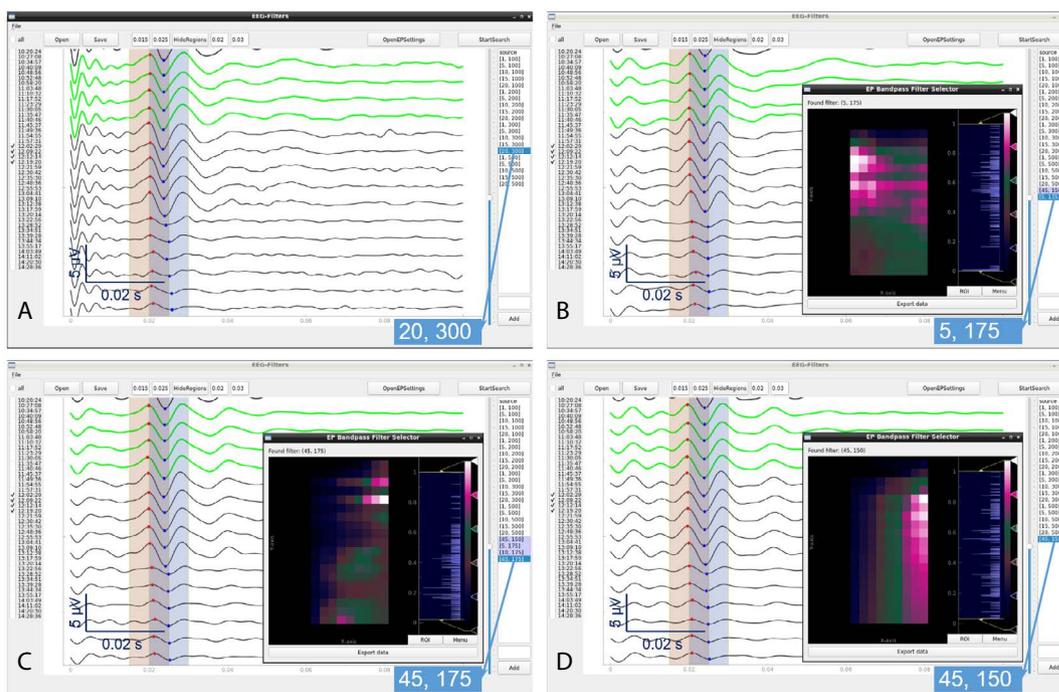


Рис. 4. Пример хорошей различимости интраоперационного нарушения соматосенсорной функции при значительно различающихся полосах пропускания частотного фильтра: **A** — соматосенсорные вызванные потенциалы, отфильтрованные с полосой пропускания 20–300 Гц, которую использовали при мониторинге; **B** — соматосенсорные вызванные потенциалы, отфильтрованные с полосой пропускания 5–175 Гц (предложена программой при критерии оптимальности типа AbsPV); **C, D** — соматосенсорные вызванные потенциалы, отфильтрованные с полосой пропускания 45–175 и 45–150 Гц (предложена программой при критериях оптимальности типа RelCV и AbsCV соответственно)

Примечание. На врезках (B–D) показаны тепловые карты критериев оптимальности для соответствующих вариантов их определения. Для AbsPV (B) и AbsCV (D) близким к оптимальному оказывается большой диапазон вариантов (см. цветовую шкалу справа от тепловой карты).

Возможность выявления начинающейся дисфункции

Качество ВП рассматривали выше с точки зрения ситуации стабильных условий регистрации, однако ключевой характеристикой качества мониторинга является возможность как можно раньше выявить признаки начинающейся дисфункции. Во всех таких ситуациях, а именно 1 случае при мониторинге ССВП (рис. 4) и 2 случаях при мониторинге ЗВП, моменты значительного снижения амплитуд и/или увеличения латентностей ВП определялись одинаково четко при всех вариантах использовавшихся в этих случаях фильтров. Одни и те же треки нейрофизиолог расценил как изменившиеся по сравнению с базовыми в достаточной мере для сообщения об этом хирургам. Для ЗВП моделью временной зрительной дисфункции можно считать также переход с внутривенной анестезии пропофолом к ингаляционной анестезии севофлураном, поскольку севофлуран в значительно большей степени, чем пропофол, нарушает проведение по зрительным путям. В используемом наборе данных такой переход после закрытия твердой мозговой оболочки выпол-

нялся по усмотрению анестезиологов в 4 случаях. Существенных различий между разными фильтрами в возможности выявлять изменения на ЗВП не обнаружили и в этой ситуации.

Обсуждение

Основной целью пилотного исследования была апробация возможности автоматического подбора частотного фильтра для улучшения качества мониторируемых ВП с точки зрения задач нейромониторинга. В целом полученные результаты свидетельствуют, что эта концепция вполне работоспособна. Несмотря на то что рекомендованные программой параметры фильтров могли значительно отличаться от тех, которые выбирал нейрофизиолог во время ИОМ (табл. 3, рис. 3, 4), результирующие треки ВП были как минимум приемлемого качества в большинстве случаев (за редкими исключениями, см. рис. 3, B), а нередко и превосходили по воспроизводимости варианты, выбранные при ИОМ (рис. 3, C, D; ср. с рис. 3, A). В то же время для ССВП на групповом уровне оценки качества получавшихся ВП были значимо хуже для автоматически выбран-

ных фильтров, чем для подобранных нейрофизиологом во время ИОМ (табл. 3). Здесь, однако, может играть роль субъективный фактор, поскольку оценки в обоих случаях давал тот же человек, который выбирал параметры фильтрации во время ИОМ. В случае ЗВП различия с ИОМ-фильтрами были незначимы (кроме фильтров, выбравшихся по критерию AbsPV), хотя ИОМ-фильтры имели в среднем несколько более высокие оценки, чем все остальные.

Обращают на себя внимание значительные различия параметров не только между фильтрами, выбранными при мониторинге и автоматически, но и между собой для фильтров, выбранных автоматически. Наибольшие различия были связаны с тем, использовалась при вычислении критерия оптимальности фильтра вариабельность пиков или вариабельность кривых (треков). Каждый из этих вариантов имеет свои недостатки. В первом случае при оценке результатов фильтрации программа может иногда «игнорировать» высокочастотный шум (рис. 3, В), затрудняющий как минимум визуальное восприятие треков ВП. Во втором программа склонна выбирать чрезмерно сглаживающие варианты фильтрации (рис. 2, С), в частности, выбирая максимальную из доступных частоту среза для нижней границы полосы пропускания. В этой ситуации и пики, и сами треки могут иметь отличную воспроизводимость, что, казалось бы, компенсирует значительное снижение амплитуд, однако соседние волны при этом часто оказываются практически неразличимы по морфологии. Это опасная ситуация, поскольку она сопряжена с риском пропустить тревогу в случае увеличения латентности на величину около длины волны. Возможно, избежать этих крайностей может помочь использование комбинированного показателя вариабельности. Высокочастотный шум реже игнорируется при использовании в критерии оптимальности относительной, а не абсолютной межпиковой амплитуды (ср. в табл. 3 значения ФНЧ в колонках AbsPV и RelPV). Однако определение относительной амплитуды требует от пользователя задания референтного «фоновое» отрезка, что делает подбор фильтров более трудоемким.

Во всех случаях, когда при мониторинге происходили события, нарушавшие мониторируемую функцию, соответствующие изменения на ВП одинаково хорошо определялись при использовании ИОМ-фильтра и фильтров, предложенных программой. В то же время таких ситуаций было недостаточно для возможности статистического анализа. Кроме того, примененный подход «фильтрация после усреднения» (а не «усреднение после фильтрации»)

может быть недостаточно чувствительным для выявления различий в возможности детектировать начало развития дисфункции. Подробнее об этом сказано ниже. Тем не менее можно предположить, что основными характеристиками, определяющими качество ВП с точки зрения быстроты обнаружения признаков дисфункции, являются высокая воспроизводимость и идентифицируемость основных пиков (волн) ВП, позволяющие выявлять изменения на более ранних стадиях, чем традиционный [9; 10] критерий «10/50 %» (для увеличения латентности/снижения амплитуды соответственно), использование которого критикуется в современных клинических рекомендациях по ИОМ [11]. Проверка этого предположения требует проведения исследования на массиве данных, записанных при наличии подтвержденных и точно определенных во времени интраоперационных воздействий, нарушавших мониторируемую сенсорную функцию.

К недостаткам исследования относятся его односторонний характер и использование оценок результатов фильтрации, данных одним нейрофизиологом. Для частичного преодоления этого недостатка была сделана попытка слепого оценивания, прямого сопоставления ВП, обработанных программой и записанных при ИОМ, а также формализации критериев оценивания. Тем не менее влияние субъективного фактора на выставляемые оценки полностью исключить нельзя. Для преодоления этого недостатка необходимо более крупное многоцентровое исследование с оцениванием результатов подбора фильтров несколькими нейрофизиологами, которые не участвовали в наборе данных.

Существенным недостатком работы является использование для анализа не ответов на единичные стимулы, которые бы фильтровались, а затем усреднялись, а ВП, являющихся результатом усреднения и подвергнутых фильтрации уже после него. В результате выполненный анализ не давал возможности сравнить эффективность фильтров непосредственно по целевому показателю — количеству усреднений, необходимых для получения ВП заданного качества, а использовал косвенную оценку — качество ВП при том же количестве усреднений. К сожалению, система ISIS IOM не сохраняет ответы на единичные стимулы и не выставляет метки о моментах их подачи на записываемую электроэнцефалограмму, в связи с чем мы не имели возможности применить подход «усреднение после фильтрации». Помимо указанного выше, если при записи ВП во время мониторинга используется избыточное количество усреднений, то остаточная

мощность шумовых компонент оказывается очень малой. В результате этого показатели качества отфильтрованных ВП оказываются высокими на большом диапазоне частот (рис. 4, В, D), а коэффициент оптимальности в такой ситуации оценивает фактически только степень (не)подавления фильтром волн ВП. Заметим, однако, что в связи с применением во время мониторинга достаточно «агрессивной» фильтрации, а также практики досрочного завершения накопления усреднений при достижении достаточного качества ВП, в анализированной выборке данные с избыточным числом усреднений встречались лишь в единичных случаях.

Наконец, поскольку точные характеристики частотного фильтра, применяемого в программе NeuroExplorer 4.4 системы ISIS IOM, являются закрытой информацией, нам, вероятно, не удалось подобрать полностью соответствующий им тип фильтра. В частности, имеются признаки, что фильтр в NeuroExplorer 4.4 имеет более крутой спад амплитудно-частотной характеристики на верхней границе полосы пропускания, чем применявшийся нами. Это приводит к неполному совпадению результатов фильтрации при задании одинаковых частот среза (см. врезку на рис. 3, А). Однако этот недостаток ограничивает только прямое сопоставление числовых характеристик фильтров, использованных при ИОМ и рекомендованных программой *qt5-eeg-filters*, но не возможность сравнения результатов фильтрации.

Перспективным направлением развития представленной методики может быть упоминавшийся выше переход от анализа уже усредненных данных к работе с ответами на каждый стимул (*single-trial*). Это даст возможность не только оптимизировать параметры фильтрации ВП непосредственно по целевой функции максимально быстрого получения ВП с заданными показателями качества, но и применять для этой цели методы, сфокусированные на анализе характеристик самих записываемых сигналов. Например, поиск оптимального фильтра методом Колмогорова – Винера [12], выбор полосы пропускания фильтра на основе изменений спектральной мощности в разных частотных диапазонах при увеличении количества усреднений [5], с помощью которого удавалось значительно ускорить регистрацию акустических стволовых вызванных потенциалов [6], и другие направляемые данными (*data-driven*) подходы, преимуществом которых является возможность поиска оптимального варианта без необходимости пользователю предварительно определять параметры этого поиска.

Заключение

Возможность автоматизированного подбора параметров частотной фильтрации сенсорных ВП продемонстрирована нами на наборе данных, полученных при реальном интраоперационном нейромониторинге с использованием ССВП и ЗВП. Несмотря на то, что выбиравшиеся автоматически границы полосы пропускания частотных фильтров, как правило, отличались от тех, которые выбирал нейрофизиолог во время ИОМ, качественные характеристики результирующих ВП были сопоставимыми. Для усовершенствования метода требуется более крупное многоцентровое исследование с независимой оценкой результатов подбора фильтров несколькими нейрофизиологами. Внедрение представленной методики в практику позволит шире применять персонализированный подход к мониторингу сенсорных ВП, который, в свою очередь, помогает увеличивать эффективность мониторинга в отношении предотвращения послеоперационных неврологических осложнений. Перспективы развития метода могут быть также связаны с совершенствованием способа вычисления критерия оптимальности фильтров и распространением анализа на уровень ответов на единичные стимулы.

Список литературы / References

1. Дмитриев А.Ю., Синкин М.В., Дашьян В.Г. Интраоперационный нейрофизиологический мониторинг в хирургии опухолей головного мозга супратенториальной локализации. Часть 2. Исследование сенсорной проводимости, влияние на исходы и ограничения метода. *Нейрохирургия*. 2022;24(3):73-79. <https://doi.org/10.17650/1683-3295-2022-24-3-73-79>
Dmitriev A.Yu., Sinkin M.V., Dashyan V.G. Intraoperative neurophysiological monitoring in surgery of supratentorial brain tumors. Part 2. Assessment of sensory conductivity, impact at outcomes and method restrictions. *Neyrokhirurgiya = Russian Journal of Neurosurgery*. 2022;24(3):73-79. (In Russ.) <https://doi.org/10.17650/1683-3295-2022-24-3-73-79>
2. Sloan T.B., Edmonds H.L. Jr., Koht A. Intraoperative electrophysiologic monitoring in aortic surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2013;27(6):1364-1373. PMID: 23276593. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2012.09.027>
3. Бобряков Н.А., Петров С.И., Середа Э.В., Москалев А.Г., Пономарев А.А., Казанков И.Ю., Седова Е.Ю., Максимова Е.Н. Интраоперационный нейрофизиологический мониторинг у пациентов с отсроченной церебральной ишемией после клипирования разорвавшихся артериальных аневризм. *Нейрохирургия*. 2024;26(2):26-36. <https://doi.org/10.17650/1683-3295-2024-26-2-26-36>
Bobriakov N.A., Petrov S.I., Sereda E.V., Moskalev A.G., Ponomarev A.A., Kazankov I.Yu., Sedova E.Yu., Maksimova E.N. Intraoperative neurophysiological monitoring in patients with delayed cerebral ischemia after clipping of ruptured arterial aneurysms. *Neyrokhirurgiya = Russian Journal of Neurosurgery*.

- 2024;26(2):26-36. (In Russ.) <https://doi.org/10.17650/1683-3295-2024-26-2-26-36>
4. Rosenthal E.S. The utility of EEG, SSEP, and other neurophysiologic tools to guide neurocritical care. *Neurotherapeutics*. 2012;9(1):24-36. PMID: 22234455; PMCID: PMC3271154. <https://doi.org/10.1007/s13311-011-0101-x>
 5. Fridman J., John E.R., Bergelson M., Kaiser J.B., Baird H.W. Application of digital filtering and automatic peak detection to brain stem auditory evoked potential. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1982;53(4):405-416. PMID: 6175502. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(82\)90005-0](https://doi.org/10.1016/0013-4694(82)90005-0)
 6. Hammerschlag P.E., Berg H.M., Prichep L.S., John E.R., Cohen N.L., Ransohoff J. Real-time monitoring of brainstem auditory evoked response (BAER) during cerebellopontine angle (CPA) surgery. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1986;95(5):538-542. PMID: 3108791. <https://doi.org/10.1177/019459988609500503>
 7. Toleikis J.R., Pace C., Jahangiri F.R., Hemmer L.B., Toleikis S.C. Intraoperative somatosensory evoked potential (SEP) monitoring: an updated position statement by the American Society of Neurophysiological Monitoring. *J Clin Monit Comput*. 2024;38(5):1003-1042. PMID: 39068294; PMCID: PMC11427520. <https://doi.org/10.1007/s10877-024-01201-x>
 8. Левин Е.А., Кильчуков М.Г., Глушаева А.А. Интраоперационный мониторинг зрительных вызванных потенциалов: опыт 240 операций. *Нейрохирургия*. 2024;26(3):57-71. <https://doi.org/10.17650/1683-3295-2024-26-3-57-71>
 9. Levin E.A., Kilchukov M.G., Glushaeva A.A. Intraoperative monitoring of visual evoked potentials: experience of 240 operations. *Neyrokhirurgiya = Russian Journal of Neurosurgery*. 2024;26(3):57-71. (In Russ.) <https://doi.org/10.17650/1683-3295-2024-26-3-57-71>
 9. Kodama K., Goto T., Sato A., Sakai K., Tanaka Y., Hongo K. Standard and limitation of intraoperative monitoring of the visual evoked potential. *Acta Neurochir (Wien)*. 2010;152(4):643-648. PMID: 20127123. <https://doi.org/10.1007/s00701-010-0600-2>
 10. Legatt A.D. Chapter 23 — Brainstem auditory evoked potentials (BAEPs) and intraoperative BAEP monitoring. In: *Handbook of Clinical Neurophysiology*. 2010;9:282-302. [https://doi.org/10.1016/S1567-4231\(10\)09023-4](https://doi.org/10.1016/S1567-4231(10)09023-4)
 11. MacDonald D.B., Dong C., Quatrone R., Sala F., Skinner S., Soto F., Szelenyi A. Recommendations of the International Society of Intraoperative Neurophysiology for intraoperative somatosensory evoked potentials. *Clin Neurophysiol*. 2019;130(1):161-179. PMID: 30470625. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2018.10.008>
 12. Васильев К.К. Дискретный фильтр Винера. *Вестник Ульяновского государственного технического университета*. 2016;1(73):47-53.
- Vasilyev K.K. Discrete filter of Wiener. *Vestnik Ulyanovskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta = Bulletin of Ulyanovsk State Technical University*. 2016;1(73):47-53. (In Russ.)

Приложение 1

Описание программы *qt5-eeg-filters* (частотный фильтр с поиском экстремумов + автоматический селектор оптимального фильтра)

Программа *qt5-eeg-filters* является визуальной оболочкой (пользовательским оконным интерфейсом, User Interface, UI) для программных пакетов *eeg-filters* и *ep-bandpass-filter-selector*. Программа написана на языке Python с использованием библиотек *pyQt5* и *pyqtgraph*. Она позволяет использовать возможности пакетов *eeg-filters* и *ep-bandpass-filter-selector*, такие как импорт, экспорт данных, фильтрация данных, подбор оптимальных фильтров по заданным параметрам, и отображает результаты в виде графиков и тепловых карт с возможностью манипулирования ими. Программные пакеты *eeg-filters* и *ep-bandpass-filter-selector* также написаны на языке Python.

Eeg-filters — модуль фильтрации данных, центральный модуль программы. С его помощью пользователь имеет возможность применять к записям ВП, полученным из файлов формата NeuroExplorer 4.4, частотную фильтрацию с помощью фильтра Чебышева, реализованного в пакете *scipy*. Границы полосы пропускания частотного фильтра берутся из заданного в настройках набора либо задаются в интерфейсе программы самим пользователем. При необходимости настройки можно поменять в файле *settings.py*. Кроме этого, имеется возможность задать временные интервалы поиска позитивного и негативного пиков на ВП, которые обнаруживаются программой автоматически с помощью пакета *numpy* и отображаются на каждом треке ВП. На случай значительных изменений латентности пиков, выводящих их из интервала поиска (например, при углублении анестезии), имеется опция произвольной установки отметки пика пользователем. Модуль также позволяет экспортировать отфильтрованные ВП в том же формате, что и исходный файл, и экспортировать таблицу с латентностями и амплитудами позитивных и негативных пиков в файл текстового формата ASCII.

Ep-bandpass-filter-selector — модуль подбора оптимального фильтра. Он используется как расширение возможностей программы *qt5-eeg-filters*. Этот модуль перебирает все попарные сочетания заданных пользователем вариантов ФВЧ и ФНЧ и вычисляет с использованием заданных пользователем параметров коэффициент оптимальности (**Копт**) для каждой получившейся в результате этого полосы пропускания частотного фильтра. Для частотной фильтрации выполняется обращение к основному модулю *eeg-filters*. Полученные значения **Копт** отображаются в виде тепловой карты (использовавшиеся ФВЧ — по оси абсцисс, ФНЧ — по оси

ординат, цветом отображаются значения **Kopt**). Границы полосы пропускания фильтра, определенного как оптимальный, выводятся также в числовом виде.

Вариант вычисления **Kopt** определяется комбинацией 2 перечисленных ниже параметров, у каждого из которых, в свою очередь, имеется 2 опции.

1. Способ определения межпиковой амплитуды (**p2p_coeff**):

- а) как модуль разности между значениями максимума и минимума (Abs);
- б) как отношение Abs к среднему размаху колебаний в фоновой активности на заданном пользователем интервале (Rel).

2. Способ определения коэффициента вариативности треков ВП (**curve_variability_coeff**):

- а) как среднее интегрированных абсолютных значений попарных разностей между треками ВП (**curve_variability**), интегрирование производится по интервалу поиска экстремумов;
- б) как взвешенное среднее значение модулей отклонений от среднего для характеристик пиков ВП, а именно межпиковой амплитуды и латентностей экстремумов (максимума и минимума), определенных в модуле *eeg-filters* (**peak_variability**). Предварительно эти отклонения нормируются на средние значения амплитуд и латентностей для анализируемого набора треков. Весовые коэффициенты для усреднения амплитудных и латентностных показателей по умолчанию заданы как 1 и 5 соответственно, но могут быть изменены пользователем в файле *settings.py*.

Таким образом, получается 4 варианта определения **Kopt**.

Kopt определяется по формуле: $Kopt = p2p_coeff / curve_variability_coeff$.

Треки ВП, на основе которых вычисляются **p2p_coeff** и **curve_variability_coeff** (и, соответственно, **Kopt**), также задаются пользователем, число треков не может быть менее 2.

В варианте 2(а) используется вычисление интеграла на участке трека ВП, для чего применяется функция *trapz* из пакета *numpy*. Для перебора комбинаций пар треков используется функция *combinations* из пакета *itertools*.

Для отображения тепловой карты **Kopt** используется пакет *pyqtgraph*.

Программа *qt5-eeg-filters* и пакеты *eeg-filters* и *ep-bandpass-filter-selector* созданы Писаревым Ярославом Владимировичем на волонтерской основе без получения вознаграждения от каких-либо организаций или физических лиц и без вступления с ними в юридически обязывающие отношения.

Все программные пакеты распространяются по лицензии MIT (<https://opensource.org/license/mit>).

Программные пакеты доступны на ресурсе Github по следующим адресам:

<https://github.com/yaricp/qt5-eeg-filters>

<https://github.com/yaricp/eeg-filters>

<https://github.com/yaricp/ep-bandpass-filter-selector>