

Когерентный анализ в электроэнцефалографии. Методические проблемы вычисления когерентностей в ЭЭГ, вариантов их наглядного отображения и клинической интерпретации (лекция вторая)

Л. Б. Иванов¹, Е. Л. Машеров²

¹ КДЦ при Детской городской клинической больницы № 9 имени Г.Н. Сперанского, Москва

² ФГАУ НМИЦ нейрохирургии им. ак. Н.Н. Бурденко МЗ РФ

РЕЗЮМЕ

Проведен анализ неточностей в программных продуктах разных производителей по представлению показателей когерентности ЭЭГ, изложена детально сущность проблемы. Авторы особо обозначили зависимость количественных показателей когерентности в зависимости от режимных условий их вычисления. Проанализированы варианты наглядного отображения полученных в зависимости от целей исследования. Предложен оптимальный вариант топографического картирования значений когерентностей и алгоритм их клинической интерпретации.

Coherence analysis in electroencephalography. Methodological problems of calculating coherences in the EEG, options for their visualization and clinical interpretation (lecture two)

L. B. Ivanov, E. L. Masherov

¹ Children's City Clinical Hospital No. 9 named after G. N. Speransky, Moscow City Health Department

² National Medical Research Center for Neurosurgery named after Academician N. N. Burdenko is the leading neurosurgical facility in Russia

SUMMARY

The analysis of inaccuracies in software products of different manufacturers on the presentation of EEG coherence indicators was carried out, the essence of the problem was described in detail. The authors specifically marked the dependence of quantitative indicators of coherence depending on the regime conditions for their calculation. Variants of visual display of the results obtained depending on the objectives of the study are analyzed. An optimal variant of topographic mapping of coherence values and an algorithm for their clinical interpretation are proposed.

Если в предшествующей лекции мы пытались понять, правомочность применения самой идеи использования когерентного анализа в практике электроэнцефалографии, то в этой — мы попробуем разобраться в путанице методических вариантов количественных параметров внутриполусферных связей их анализа и интерпретации, начиная с:

- 1) анализа «достоверности» вычисленных значений когерентности,
- 2) вариантов наглядного отображения их на конвексии черепа,
- 3) интерпретации полученных данных и осознания факта полезности этой информации для практического нейрофизиолога.

«ДОСТОВЕРНОСТЬ» ВЫЧИСЛЕННЫХ ЗНАЧЕНИЙ КОГЕРЕНТНОСТИ

Для математика выделение такого подзаголовка покажется нелепым. И это понятно, поскольку уровень образования его таков, что ему заранее известно, что и как может повлиять на конечную величину вычисляемого параметра, которая зависит от ряда сопутствующих режимных условий и способа вычисления. Для практических врачей, клинических нейрофизиологов, сам факт того что

величина когерентности зависит еще и от каких-то условий вычисления это полная неожиданность. Они не знали и не подозревали, что можно с одной и той же записи ЭЭГ получить цифровые величины когерентности существенно отличающиеся друг от друга.

Разберем несколько вариантов режимных условий, которые оказывают влияние на получение количественных значений, вычисляемой когерентности. В принципе эти условия такие же, которые мы ранее разбирали для спектра мощности [5];

- 1) Выбранное число точек быстрого преобразования Фурье (БПФ) для фрагмента ЭЭГ,
- 2) Частота дискретизации усилителя электроэнцефалографа,
- 3) Суммарная длина эпох анализа ЭЭГ,
- 4) Используемый коэффициент сглаживания.

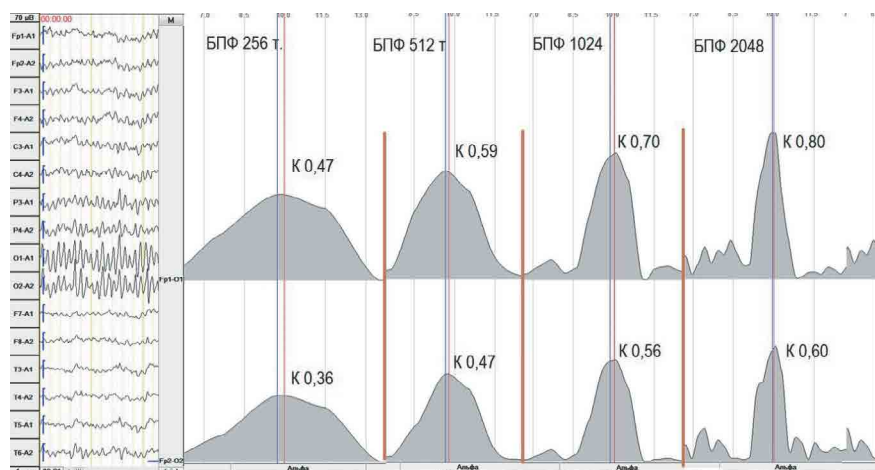
Как и в построении графиков спектра мощности, выбранное число точек БПФ существенно влияет на конечную величину вычисляемого параметра. Соотношение частоты опроса и числа точек преобразования Фурье даёт шаг шкалы по частоте — взяв 2048 Гц и частоту опроса 256 точек Фурье, получим шаг 8 Гц, шире большинства частотных диапазонов, а при частоте опроса 256 Гц

и 2048 точках в преобразовании Фурье шаг шкалы будет 0.25 Гц. В первом случае мы рискуем вообще ничего не увидеть на графике, во втором у нас будет красивый график со множеством пиков, из которых, увы, большинство будет отражать лишь шум и погрешности (рис. 1). В большинстве программных продуктов, разработчики по своему усмотрению выбирают, как им кажется, «оптимальный» вариант количества точек для эпохи анализа на фрагменты равной длины (условие необходимое для вычисления, как спектра мощности, так и спектра когерентности). Это объяснимо, если в программе заложена функция фиксированной длины анализируемой эпохи. Однако, в практической работе, получить фиксированные эпохи всегда удовлетворительного качества записи удается редко (двигательная расторможенность, тикозные гиперкинезы и тд) поэтому, чтобы набрать необходимой длительности фрагмент ЭЭГ для анализа приходится суммировать множество отрезков разной длительности и в зависимости от этой общей длительности эпохи приходится выбирать подходящую длину фрагментов по количеству точек быстрого преобразования Фурье. К сожалению, в большинстве брендовых программ эта функция произвольного выбора отсутствует (приятное исключение программа МБН-Нейрокартограф, фирмы МБН). Зависимость вычисленной величины когерентности от числа точек БПФ представлена на рис. 1.

Влияние таких режимных условий, как частота опроса усилителя ЭЭГ и суммарная длительность анализируемого фрагмента ЭЭГ и коэффициента сглаживания для вычисления величин когерентности фактически сходны с вычислением величин мощности [4], но с той разницей, что достоверность и стабильность вычисления когерентности существенно возрастают в более продолжительных фрагментах особенно, когда предпочтение отдается медленной компоненте ЭЭГ (дельта и тета волнам).

Поскольку, как показано на рисунке 1, в зависимости от выбранного количества точек, вычисленная величина когерентности может существенно варьировать, то возникает вопрос: а какое из этих значение «правильное», какое из них нужно выбрать?

Рисунок 1. Выбранное число точек при выполнении БПФ существенно влияет на конфигурацию спектра когерентности и конечную величину вычисляемого параметра



Ответ таков: «Правильные» все для данного режимного условия вычисления. Что касается практических рекомендаций для интерпретационного использования, то пользователь должен сам для себя определиться на какие режимные условия настраивать свою программу и в дальнейшем их применять, чтобы можно было оценивать состояние внутримозговых связей в динамике.

Хотя результаты при различных установках параметров могут различаться, при повторных исследованиях на тех же установках отклонения будут приблизительно теми же, и результат сравнения от них зависеть не будет. Целесообразнее не пытаться подбирать наилучшие параметры под каждое исследование, а сохранить сопоставимость, работая на одних и тех же значениях.

Поскольку во всех своих предшествующих публикациях по использованию когерентности в практической электроэнцефалографии мы для вычисления показателей когерентности доминирующей частоты основного ритма при тактовой частоте усилителя 500 Гц в анализируемом фрагменте ЭЭГ суммарной длительностью в пределах 30–60 секунд использовали изначально количество точек БПФ равное 512, то с целью воспроизводимости результатов исследования этих режимных условий и придерживались. Соблюдение этого позволяет получать воспроизводимые результаты и объективно сопоставлять с данными исследований выполненных в разное время.

В случаях, если эксплуатируемый усилитель ЭЭГ имеет более высокую частоту дискретизации, например 2000 Гц или 5000 Гц, выбор точек БПФ следует сместить в сторону их увеличения до 1024 или 2048. Напомним, что теоретически достаточно брать частоту опроса вдвое выше, чем максимальная исследуемая частота. Практика, однако требует брать с запасом и предварительно удалить колебания с частотой выше половины частоты опроса, иначе они будут приняты за более низкочастотные. Производители аппаратуры зачастую экономят на надёжных, но требующих проверки и регулировки аналоговых фильтрах, а вместо этого сильно завышают частоту опроса, что позволяет ставить дешёвые, с сильно отличающимися от номинала и «плавающими» в зависимости от температуры, влажности, срока службы элементы фильтров.

Но так как эти колебания параметров заведомо лежат между максимальной интересующей частотой и половиной частоты опроса (частотой Котельникова), эти изменения не приводят к ошибкам. Точная же настройка на заданную полосу пропускания производится цифровой обработкой

Если в используемом программном продукте не предусмотрена возможность выбора нужного числа БПФ, чтобы можно было сравнить свои данные с результатами из литературных источников, то пользователь должен требовать от производителя информацию о режимных условиях вычисления когерентности.

Следует сказать, что такая педантичность в соблюдении единых условий вычисления когерентности имеет смысл лишь при работе с максимальными значениями конкретной частоты, как правило, доминирующего ритма. Для вычисления средней когерентности диапазона или всех диапазонов, проблем с подбором точек БПФ не существует, так как сумма когерентностей каждой отдельной частоты нивелирует высокую их вариабельность.

Суммарная длина анализируемого участка ЭЭГ для вычисления когерентности имеет еще больше значение, чем для спектрального анализа мощности, поскольку функция когерентности исследуется во времени по повторяемости событий (величин амплитуд и фаз колебаний). Чем короче эпоха анализа, тем вариабельнее будут результаты вычисления. Эмпирически установлено, что если суммарная эпоха короче 30 секунд, то медленная составляющая (дельта-ритм и в какой-то степени тета-ритм) при повторном воспроизведении вычисления в нескольких суммарных эпохах будут иметь случайные значения. Для альфа- и особенно бета-диапазонов фрагмент ЭЭГ такой длины анализа достаточен. Это легко понять, заметив, что чем ниже частота, тем меньше в данном отрезке сигнала помещается колебаний этой частоты.

ВЫЧИСЛЯЕМЫЕ ПАРАМЕТРЫ

Параметров можно придумать бесконечно много. По данным литературы в основном используются: средняя когерентность, максимальная (мгновенная) когерентность и среднелокальная когерентность.

Средняя когерентность — это количественный показатель внутримозговой интеграции электрических процессов, вычисленный в рамках какого-то частотного диапазона для каждой пары отведений.

Средняя когерентность для внутри- и межполушарных пар отведений предлагается в трех вариантах. Первый вариант, когда средняя когерентность включает суммарно все диапазоны дельта, тета, альфа и бета по [1], а второй — суммарный диапазон от 1 до 16 Гц [3]. Во втором варианте бета диапазон исключен сознательно, поскольку было обращено внимание, что он имеет отдельное функциональное значение и изменяется (снижается или повышается) часто разнонаправленно по сравнению с медленными частотами...

Максимальная (мгновенная) когерентность доминирующей частоты основного ритма имеет свою отдельную практическую нишу. Она измеряется по наивысшей точке спектрального графика в альфа-диапазоне.

Средняя и максимальная когерентность имеют свое отличающееся самостоятельное диагностическое значение и свидетельствуют о разных функциональных состояниях головного мозга. Так изменение показателей средней когерентности и их пространственное перераспределение наиболее информативны, к примеру, при синдроме дефицита внимания, паросомниях, тикозных гиперкинезах, в то время как при других расстройствах более показательными являются значения максимальной когерентности, например при синдроме повышенной тревожности. В этом случае отмечается их рост, свидетельствующий об аномально избыточной пространственной синхронизации основного ритма.

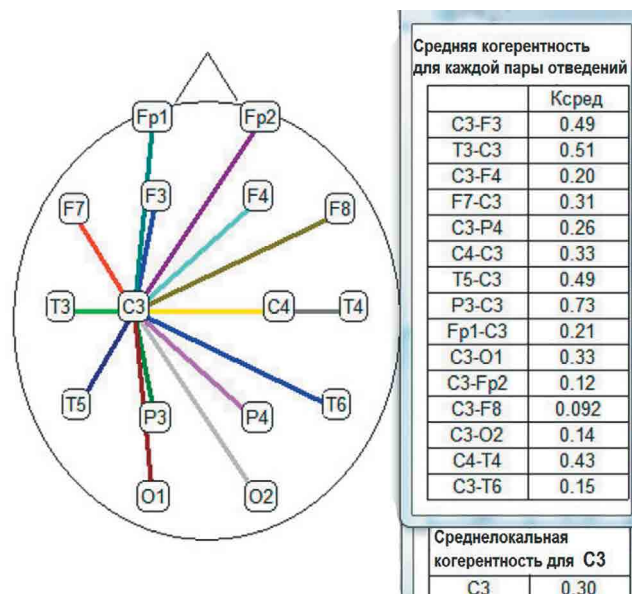


Рисунок 2. Схематическое отображение среднелокальной когерентности под электродом C3 (одно количественное значение) в сравнении с когерентностью всех пар отведений с C3 отведениями (15 количественных значений)

Среднелокальная когерентность — это количественный показатель внутримозговых связей каждого отдельного отведения со всеми другими (рис. 2) Предложен такой вариант вычисления когерентности Мисюк Н. Н. с соавт. [3, 9] и реализован в программе фирмы Мицар (С.-Петербург). К сожалению, в этой программе этот показатель ошибочно обозначен как «Средняя когерентность». Поскольку в литературе этот термин «средняя когерентность» уже занят несколько десятилетий, то мы уточнили и исправили его наименование, как «среднелокальная когерентность».

Среднелокальная когерентность может быть вычислена для каждого отдельного отведения (рис. 2), как с учетом значения всех пар отведений, так и избирательно в зависимости от решаемых диагностических задач.

НАГЛЯДНОЕ ОТОБРАЖЕНИЕ ДАННЫХ КОГЕРЕНТНОГО АНАЛИЗА ЭЭГ

Прежде чем изложить способы отображения результатов когерентного анализа для клинического потребления есть необходимость порассуждать: «А что собственно мы собираемся отображать? Какое функциональное состояние? Переведа на русский язык слово «когерентность» получаем понятие «связанность». Возникает вопрос, о какой связанности идет речь? Из базовых знаний анатомии и физиологии мы знаем что-то о проводящих путях, о дендритах, аксонах, о функциональных центрах в виде специализированного сообщества нейронов. В литературе нейрофизиологов используется такое словосочетание, как «межцентральные связи». На мой взгляд — не очень удачный термин. Межцентральные связи это что-то внутри, это аксоны дендриты и тд. А когерентность — с поверхностных электродов, это, что собственно, и сама электроэнцефалограмма — это всего лишь внешний отзвук

глубинных процессов где-то внутри черепа, но не из конкретного «центра», а из разных, в силу наличия множества генераторов электрической активности, из которых, формируется, так называемая, корковая ритмика.

Внутричерепные связи обеспечиваются, прежде всего, волоконной системой нервных клеток, но это происходит только внутри черепа, поэтому методом электроэнцефалографии напрямую измерение их недоступно.

Электрическая активность, на скальпе отражает деятельность этих, нейронов, центров, проводящих путей, но не напрямую, а опосредованно через электропроводную среду окружающих их тканей (глия, кость, кожные покровы), то есть, через объемную проводимость. Выраженность электрической активности на поверхности головы определяется рядом физических параметров, но прежде всего вектором потенциала. Электроэнцефалограмма с классическим визуальным или спектральным анализом мощности раскрывает нам лишь фактическое состояние электрических сигналов в виде амплитуд и периодов колебаний. Когерентность не измеряет ни того, ни другого, она сравнивает степень повторяемости их во времени, но не внутри, а на поверхности по информации, которую «принес» из глубины этот самый вектор потенциала.

Вот эту степень повторяемости амплитуд на поверхности головы, периодов и фаз колебаний, в количественном выражении мы имеем, и которую для практического суждения можем отобразить в виде таблиц, графиков и в виде разных вариантов пространственного распределения.

Основная трудность в картировании когерентности состоит в том, что мощность, частота и другие подобные параметры зависят от сигнала в определенном отведении, и их значения могут быть привязаны к координатам этого отведения. Когерентность же определяется для пары отведений.

Для каждого заданного расположения отведения может быть указано множество значений когерентности, соответствующих всем прочим отведениям. А ведь картирование, как правило, использует и промежуточные точки между отведениями, каждой из которых можно сопоставить все пары отведений, путь между которыми проходит через данную точку.

Первые разработчики графического представления когерентности в ЭЭГ пошли по вполне логичному пути отображения количественных значений когерентности в виде линий разной толщины или цвета между точкам (отведениями) по поверхности головы (рис 3). Однако, на практике выявился ряд проблем, когда мы пользуемся методом линейного отображения когерентных связей на поверхности головы. Человеческий глаз оказался неспособным читать этот «кьюар код» и при всей предполагаю-

щейся наглядности мы не улавливаем имеющуюся в нем полезную информацию. Вывод очевиден: схематическое линейное отображение когерентных связей видимо перспективен в исследовательских работах особенно, в области сопоставления с данными нейропсихологического обследования, но не получит своего распространения в нейрофизиологии практической направленности.

И хотя сама когерентность имеет всего один количественный параметр, не имеющий размерности (от 0 до 1,0), а количество возможных пар только для вычисления средней когерентности возрастает до 171 в связи с тем, что на конвексии головы по системе 10–20 располагается 19 электродов. Если вспомним, что отдельные диапазоны частот имеют самостоятельное функциональное значение, то отображение всех диапазонов добавит нам дополнительно еще 684 линии, а с учетом каждой отдельной частоты число количественных параметров и соответственно линий

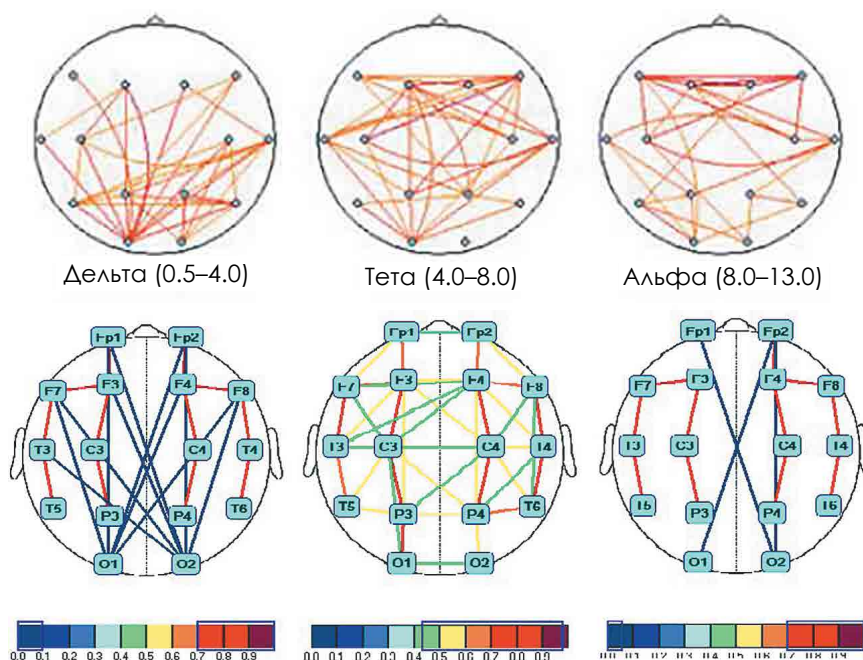


Рисунок 3 Схемы «линейного» отображения результатов когерентного анализа ЭЭГ в разных компьютерных программных продуктах

превысит 10000 линий. Отобразив на конвексии черепа эти бесконечно пересекающиеся линии (разного цвета или толщины), получаем бессмысленную мазню (рис. 3).

Естественно, пользователи логично уменьшают количество пар, исходя из разных предпочтений. Или оставляют избирательно длинные, или, наоборот, короткие пары, или, как правило, оставляют пары с высокими значениями когерентности, полагая, что именно высокие значения наиболее информативны. Недостаток последнего подхода состоит в том, что «уровень отсечки», значение когерентности, при котором связи не показываются, выбирается волевым решением и может сделать выводы субъективными

Попытка отображения результатов когерентного анализа с учетом количественных показателей всех пар электродов путем топографического картирования оказалась поначалу также несостоятельной, поскольку пары с низки-

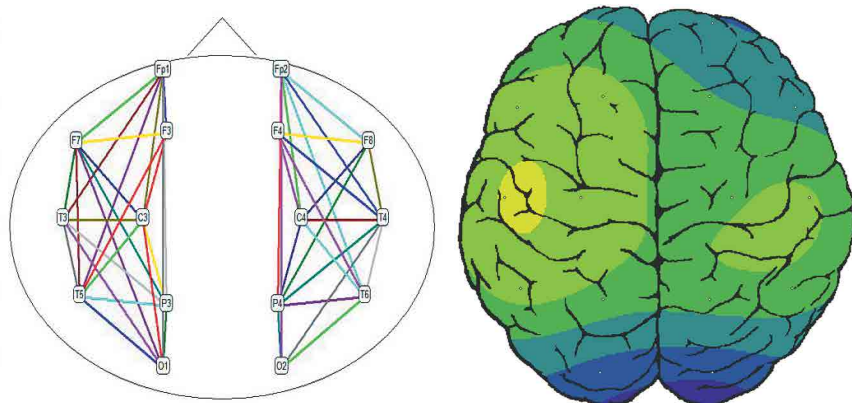


Рисунок 4. Пересекающиеся пары по каждому полушарию и их искажающее влияние на топографическую карту показателей когерентности

ми и высокими количественными значениями, пересекаясь друг с другом (рис. 4), усредняются в случайном порядке и при этом ожидаемая наглядность подачи информации топографического распределения уровня внутримозговых связей сводится к нулю. Стало очевидным, пересекающиеся пары отведений не должны использоваться при попытке использовать топографическое картирование.

Это привело к необходимости ограничения количества пар электродов для построения адекватных топографических карт, что себя в последующем оправдало и позволило определить оптимальный алгоритм оценки результатов когерентного анализа ЭЭГ [4].

После длительного периода апробации разных вариантов пар отведений было предложено [4] оставить самый минимум из них (рис. 5):

- 1) Межполушарные пары ((Fp1–Fp2, F3–F4, P3–P4, O1–O2, F7–F8, T3–T4, T5–T6),
- 2) Средние внутриполушарные (Fp1–C3, Fp2–C4, C3–O1, C4–O2, Fp1–T3, Fp2–T4, T3–O1, T4–O2, вторая — F3–P3, F4–P4, F7–T6, F8–T6
- 3) Длинные лобно-затылочные пары (Fp1–O1 и Fp2–O2

Заметим, что для первой схемы карта будет заведомо симметричной, тогда как для второй и третьей возможна асимметрия между полушариями.

Эти перечисленные варианты, которые позволяют, в какой-то мере, объективно отразить преобладание уровня когерентности по регионам мозга.

От коротких пар между ближайшими электродами на этапе их апробации пришлось отказаться по причине трудности соблюдения технических условий педантичности наложения электродов. При всех строгостях рекомендаций, качественно располагать электроды на голове с соблюдением топографического их размещения, адекватной обработки подэлектродной поверхности кожных покровов на практике, при насыщенном потоке пациентов, эти рекомендации неизбежно нарушаются. То какой-либо электрод съедет вперед

или назад, то для улучшения электропроводности окажется избыточная площадь волосистой части головы залита электролитом (или пастой).

Опыт показал, что при «коротких» парах смещение электрода всего на полсантиметра резко изменяет величину вычисленной когерентности. В то время как такая ошибка, как смещение электродов при «средних» и «длинных» парах на величину измеряемой когерентности практически влияние не оказывает.

Эффект этот носит физический характер, электроды соседних отведений замыкаются между собой через

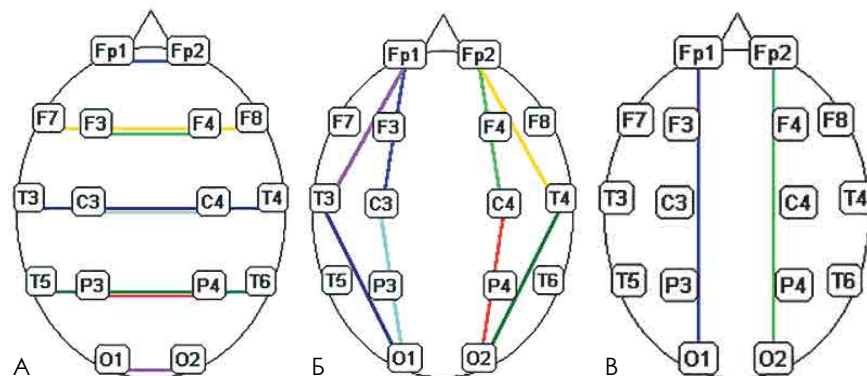
скальп, как проводник. В результате часть сигнала с одного отведения попадает на другое и наоборот, завышая значение когерентности. При этом изменение проводимости участка скальпа между близкими электродами очень сильно меняется с изменением расстояния между ними. Для отдалённых же электродов ошибка в их размещении мала сравнительно с расстоянием между ними и влияет мало

ОТОБРАЖЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ КОГЕРЕНТНОГО АНАЛИЗА В ВИДЕ ТОПОГРАФИЧЕСКИХ КАРТ

Топографическое картирование когерентных связей может быть использовано только при отсутствии пересекающихся пар с ограниченным их количеством по описанному выше внутриполушарным и межполушарным парам.

При этом по точности картирование когерентностей проигрывает линейной схеме отображения, но выигрывает по наглядности. Фактически при таком алгоритме картирования получаем варианты регионарного распределения уровня внутримозговых связей с визуальной оценкой ее преобладания или, наоборот, снижения в разных зонах мозга. Как оказалось, что при таком варианте отображения уровня внутримозговых связей гораздо легче находить, анализировать и клинически интерпретировать полученные «картинки» и сопоставлять с особенностями расстройства ментальных функции при разных заболеваниях ЦНС (рис 6, 7).

Рисунок 5. Схемы пар отведений для выполнения когерентного анализа, отобранные для электроэнцефалографической практики. Межполушарные пары (А); Средние внутриполушарные (Б); Длинные лобно-затылочные пары (В)



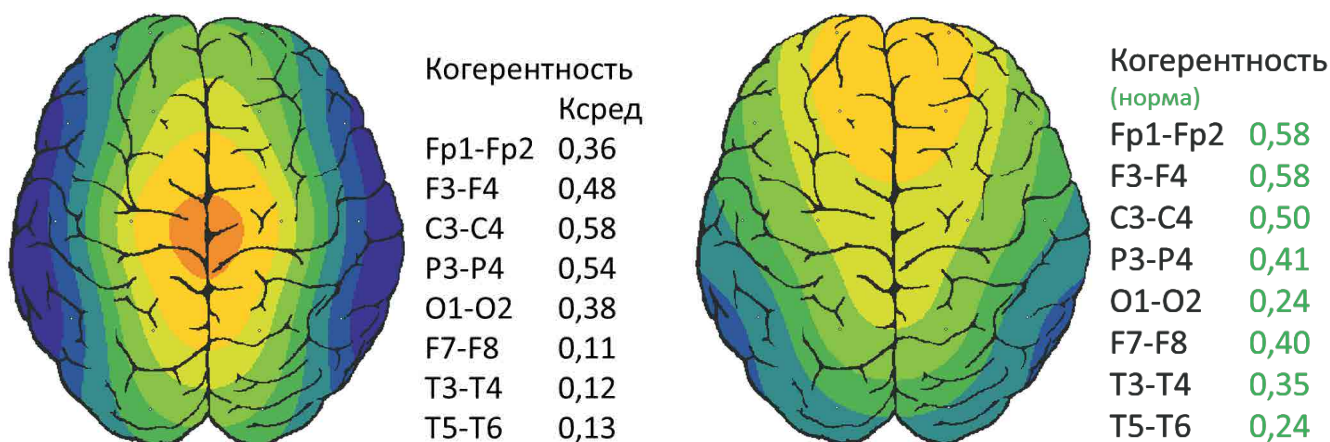


Рисунок 6. Типовые варианты топограмм картирования значений средней когерентности для межполушарных пар у пациента с синдромом СДВГ (слева) и условно здорового ребенка (справа). У первого отмечается снижение уровня межлобных отношений со сдвигом их максимума в теменно-центральный отделы (сенсомоторная область), у второго — характерное преобладание уровня внутримозговых связей в лобных отделах

Клиническая информативность ограниченного количества пар по предложенной нами методике апробирована при целом ряде заболеваний ЦНС исследований и показало высокую их информативность.

ТРАКТОВКА ТОПОГРАММ КОГЕРЕНТНОСТИ

Как описывать когерентность в протоколе ЭЭГ исследования?

На приведенных иллюстрациях картирования величин когерентности по схемам описанным выше (рис 6 и 7) прослеживается четкая картина отличия топограмм людей ментально здоровых и с определенными отклонениями. У первых максимум когерентных значений, как по межполушарным, так и по внутриполушарным парам, наблюдается в передних отделах, а при определенных психических расстройствах, например, при СДВГ, максимум смещается в теменно-центральный или теменно-затылочные отделы, а по внутриполушарным парам — в задние отделы. С позиции эволюции развития головного мозга новая, молодая кора лобных отде-

лов, развившаяся именно с целью улучшения качества аналитического процесса, требует более совершенного уровня функциональных связей, поэтому у здоровых людей мы находим более высокий уровень когерентных связей именно в передних отделах мозга.

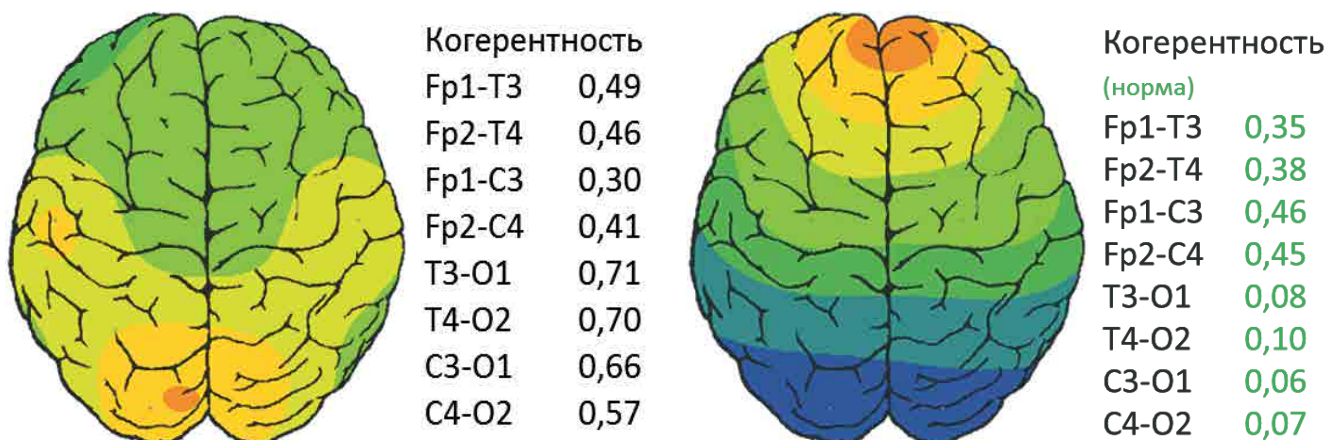
Расстройство формирования интегративной деятельности мозга по каким-либо причинам, сопровождающееся неполноценной деятельностью новых отделов коры, провоцирует компенсаторное усиление развития связей в старых отделах коры, которое сопровождается повышением значений когерентных связей в задних отделах мозга. Особенности выявляемых при этом клинических отклонений рассмотрим в одной из следующих лекций.

НОРМАТИВЫ

Некоторые константы электроэнцефалограммы здорового человека

Для описания электроэнцефалограммы часто приходится пользоваться количественными показателями. Ценность этих показателей приобретает смысл только

Рисунок 7. Типовые варианты топограмм значений средней когерентности для внутриполушарных пар у пациента с синдромом СДВГ (слева) и условно здорового ребенка. У первого отмечается снижение уровня связей в передних отделах (в новой коре), у второго — характерное повышение уровня в задних отделах мозга (в старой коре)



в сравнении их с нормативными величинами. И хотя, такой показатель, как частота доминирующего ритма не относится на прямую к теме когерентности, но в силу его определяющего значения для трактовки ЭЭГ в целом, считаем необходимым акцентировать ваше внимание на нем в первую очередь и привести возрастные среднепопуляционные значения частоты альфа-ритма, выведенные на достаточном статистическом материале условно здоровых детей от 3 до 15 лет.

Важным критерием возрастного формирования биоэлектрической активности головного мозга является динамика становления частоты основного ритма. По данным авторов в среднем в возрасте с 3 до 10 лет она повышается с 7 до 10 Гц. В пределах индивидуальных особенностей учитывались некоторые личностные особенности, такие как степень зрелости функции внимания или повышенного тревожного фона, не выходящие за рамки здорового ребенка.

У детей (3–7 лет) с незрелой функцией внимания выявлена тенденция к снижению частоты основного ритма, которая приближалась к среднепопуляционным значениям только к 10 годам.

Частота становления альфа ритма в подгруппе детей с повышенным тревожным фоном не отличалась от среднепопуляционных возрастных значений.

Возрастное становление доминирующей частоты альфа-ритма в группе условно здоровых детей по А. В. Будкевич с соавт. [2]

Возраст (в годах)	Средняя частота (в Гц) доверительный интервал 95%		
	Группы условно здоровых детей		
	Незрелая функция внимания	Компоненты тревожности	Средне популяционная
3	6,9	7,3	7,3 (6,9 – 7,6)
4	7,4	7,8	7,8 (7,5 – 8,1)
5	8,0	8,3	8,2 (8,4 – 8,6)
6	8,4	8,6	8,7 (8,5 – 8,9)
7	8,8	9,3	9,2 (9,0 – 9,4)
8-9	9,4	9,5	9,6 (9,4 – 9,9)
10-11	10	10,2	10,0 (9,8 – 10,2)
12-13	-	-	10,05 (9,8 – 10,3)
14-15	-	-	10,2 (9,7 – 10,5)

НОРМАЛЬНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ КОГЕРЕНТНОСТИ

Таблица 1
Показатели средней когерентности по межполушарным парам у детей первого года жизни по Е. Л. Ивановой [7, 8]

(M ± m)	1–2 мес.	3–4 мес.	5–6 мес.	7–8 мес.	9–10 мес.	11–12 мес.	13–24 мес.
Fp1-Fp2	0,22 ± 0,04	0,44 ± 0,03	0,58 ± 0,03	0,5 ± 0,03	0,53 ± 0,03	0,49 ± 0,02	0,48 ± 0,02
F3-F4	0,24 ± 0,04	0,39 ± 0,03	0,51 ± 0,02	0,45 ± 0,03	0,48 ± 0,02	0,48 ± 0,03	0,47 ± 0,02
C3-C4	0,22 ± 0,05	0,37 ± 0,05	0,42 ± 0,02	0,45 ± 0,03	0,44 ± 0,02	0,39 ± 0,02	0,40 ± 0,02
P3-P4	0,22 ± 0,04	0,38 ± 0,03	0,50 ± 0,02	0,35 ± 0,02	0,39 ± 0,02	0,31 ± 0,03	0,33 ± 0,02
O1-O2	0,2 ± 0,03	0,38 ± 0,04	0,38 ± 0,02	0,29 ± 0,02	0,30 ± 0,02	0,29 ± 0,01	0,29 ± 0,02
T3-T4	0,16 ± 0,02	0,19 ± 0,02	0,22 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,17 ± 0,02	0,2 ± 0,03	0,16 ± 0,02
T5-T6	0,09 ± 0,02	0,15 ± 0,02	0,15 ± 0,02	0,13 ± 0,02	0,12 ± 0,02	0,17 ± 0,03	0,13 ± 0,02

Таблица 2
Показатели средней когерентности по внутриполушарным парам у детей первого года жизни по Е. Л. Ивановой (M ± m)

	1–2 мес.	3–4 мес.	5–6 мес.	7–8 мес.	9–10 мес.	11–12 мес.	13–24 мес.
Fp1-C3	0,42 ± 0,05	0,45 ± 0,03	0,40 ± 0,02	0,53 ± 0,02	0,45 ± 0,03	0,46 ± 0,03	0,46 ± 0,03
Fp2-C4	0,46 ± 0,06	0,46 ± 0,03	0,43 ± 0,03	0,57 ± 0,03	0,49 ± 0,02	0,50 ± 0,03	0,44 ± 0,03
C3-O1	0,32 ± 0,07	0,25 ± 0,03	0,22 ± 0,02	0,35 ± 0,03	0,21 ± 0,02	0,27 ± 0,02	0,21 ± 0,02
C4-O2	0,32 ± 0,04	0,26 ± 0,02	0,22 ± 0,02	0,33 ± 0,03	0,25 ± 0,03	0,26 ± 0,02	0,21 ± 0,02
Fp1-T3	0,44 ± 0,02	0,41 ± 0,04	0,41 ± 0,02	0,55 ± 0,02	0,45 ± 0,02	0,46 ± 0,03	0,43 ± 0,02
Fp2-T4	0,50 ± 0,04	0,45 ± 0,03	0,42 ± 0,02	0,53 ± 0,02	0,50 ± 0,02	0,50 ± 0,02	0,44 ± 0,04
T3-O1	0,20 ± 0,05	0,16 ± 0,02	0,14 ± 0,02	0,22 ± 0,02	0,16 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,20 ± 0,03
T4-O2	0,20 ± 0,03	0,21 ± 0,03	0,17 ± 0,02	0,21 ± 0,03	0,15 ± 0,02	0,19 ± 0,01	0,19 ± 0,03

Таблица 3
Переднезаднее соотношение показателей средней когерентности ЭЭГ по внутриполушарным парам у детей первого года жизни по Е. Л. Ивановой

	1–2 мес.	3–4 мес.	5–6 мес.	7–8 мес.	9–10 мес.	11–12 мес.	1–3 года.
Fp-C/C-O	1,35	1,6	1,7	1,65	1,9	1,9	2,45
Fp-T/T-O	2,35	2,35	2,55	2,55	3	2,65	3,1

Таблица 4
Пределы колебаний показателей средней когерентности по межполушарным парам у здоровых детей и взрослых [6]

Параметры	Пары отведений							
	Fp1-Fp2	F3-F4	C31-C4	P3-P4	O1-O2	F7-F8	T3-T4	T5-T6
Когерентность	0,51–0,61	0,56–0,60	0,52–0,57	0,38–0,52	0,27–0,39	0,22–0,38	0,19–0,33	0,14–0,26

Таблица 5
Пределы колебаний показателей средней когерентности по внутриполушарным парам у здоровых детей и взрослых

Параметры	Пары отведений			
	Fp1,2-C3,4	C3,4-O1,2	Fp1,2-T3,4	T3,4-O1,2
Когерентность	0,34–0,50	0,14–0,31	0,20–0,44	0,05–0,25

Таблица 6
Пределы колебаний показателей когерентности доминирующего альфа-ритма по длинным внутриполушарным парам (Fp1-O1 и Fp2-O2) у детей контрольной группы (7–15 лет)*

Возраст	Значение когерентности
7–9	0,07–0,28
10–12	0,07–0,29
13–15	0,09–0,3
Все возрастные группы	0,08–0,3

ПОСТРОЕНИЕ ЗАКЛЮЧЕНИЯ ЭЭГ

Составляя протокол исследования практический электроэнцефалографист обычно не имеет затруднений в силу того, что в его голове давно сложились формулировки в виде готовых предложений по какому-либо традиционному шаблону. Всегда, когда приходится использовать какую-то новую методику (в нашем случае это относится к когерентности) все время задается вопрос: «А как писать?»

В СВОЕЙ ПРАКТИКЕ МЫ ИСПОЛЬЗУЕМ
ГОТОВЫЕ ФРАЗЫ В ШАБЛОНЕ

При когерентном анализе по данным средней когерентности

— внутриполушарно: переднезаднее соотношение правильное, сглаженное, инвертированное, за счет снижения уровня в передних, за счет повышения уровня в задних отделах

— межполушарно: распределение правильное, смещение максимума в теменно-центральных отделах. Сниженный уровень межлобных полушарных отношений.

По данным когерентности доминирующих частот

— внутриполушарно: избыточная продольная синхронизация в передних отделах

— межполушарно: избыточная поперечная синхронизация. Лобно-затылочные отношения на частоте основного ритма — (норма 0,08–0,3)

Приведенный вариант шаблона состоит из частей.

Первая — для описания средней когерентности, вторая — для доминирующей частоты основного ритма.

Как правило, обе части одновременно описывать нет необходимости, так как средняя когерентность более информативна для пациентов с расстройствами внимания, поведения, в то время как когерентность доминирующей частоты в виде повышения ее значений более значима при повышенной тревожности.

Повышенные значения лобно-затылочных отношений также патогномоничны повышенной тревожности, а сниженные (вплоть до нулевых значений) — чаще наблюдаются у пациентов с недостаточным уровнем объемно-образного мышления.

Работать с шаблоном очень удобно путем удаления из текста лишних фраз.

Типовой пример фрагмента протокола ЭЭГ ребенка 11 лет с диагнозом СДВГ:

При когерентном анализе по данным средней когерентности:

— внутриполушарно: Переднезаднее соотношение

сглаженное за счет повышения уровня в задних отделах — межполушарно: Смещение максимума в теменно-центральных отделах. Сниженный уровень межлобных отношений.

По данным когерентности доминирующих частот:

— Лобно-затылочные отношения на частоте основного ритма — Слева 0,01, справа 0,009 (норма 0,08–0,3).

(Быть продолжению)

Список литературы / References:

1. Болдырева Г.Н. Электрическая активность мозга человека при поражении дiencephальных и лимбических структур, «Наука», Майк «Наука/Интерпериодика», 2000.
Boldyreva G.N. Electrical activity of the human brain in lesions of the diencephalic and limbic structures. Science, Mike Science/Interperiodics. 2000.
2. А. В. Будкевич, Л. Б. Иванов, Г. Р. Новикова, Г. М. Джанумова -Возрастное становление корковой ритмики на ЭЭГ в зависимости от формирования индивидуально-психологических особенностей ребенка Медицинский алфавит. Современная функциональная диагностика. 2019;1(8):42–50.
A. V. Budkevich, L. B. Ivanov, G. R. Novikova, G. M. Dzhanumova — Age-related formation of cortical rhythms on the EEG depending on the formation of the individual psychological characteristics of the child Medical alphabet. Modern functional diagnostics. 2019;1(8):42–50.
3. Докукина Т. В., Мисюк Н. Н., Ключев А. П. картирование показателей когерентности ЭЭГ при эпилепсии. Вест. клин. Нейрофизиологии. 2015, 3: 6–14.
Dokukina T. V., Misyuk N. N., Klyuev A. P. mapping of EEG coherence parameters in epilepsy. West. wedge. Neurophysiology. 2015, 3:6–14.
4. Иванов Л. Б. Прикладная компьютерная электроэнцефалография М. МБН. 2004.
Ivanov L.B. Applied computer electroencephalography M. MBN. 2004.
5. Иванов Л. Б. Спектр мощности ЭЭГ: ошибки и практика применения (лекция первая), Медицинский алфавит № 39/2021, серия «Современная функциональная диагностика» (4), 45–52.
Ivanov L. B. EEG power spectrum: errors and application practice (lecture one), Medical Alphabet No. 39/2021, Modern Functional Diagnostics series (4), 45–52.
6. Иванов Л. Б. —Неэпилептическая электроэнцефалография. НМФ МБН, 2013.
Ivanov L. B. — Non-epileptic electroencephalography. NMF MBN, 2013.
7. Иванова Е. Л., Сахно Ю. Ф., Иванов Л. Б. Формирование внутричерепной интеграции по данным когерентного анализа ЭЭГ и становление психомоторных функций у недоношенных детей в норме и при перивентрикулярной лейкомаляции// Функциональная диагностика. — 2003. — № 1. — С. 86–92.
Ivanova E. L., Sakhno Yu. F., Ivanov L. B. Formation of intracerebral integration according to the data of coherent EEG analysis and the formation of psychomotor functions in premature babies in the norm and with periventricular leukomalacia / / Functional diagnostics. — 2003. — No. 1. — P. 86–92.
8. Иванова Е. Л. Становление пространственно-временных отношений на первом году жизни у здоровых доношенных и недоношенных младенцев, а также перенесших перивентрикулярную лейкомаляцию (по данным когерентного анализа ЭЭГ) // Мат. V междунар. конф. Клинические нейронауки: неврология, нейрофизиология, нейрохирургия. — Гурзуф, 1–10 июня 2003 г. — С. 35–38.
Ivanova E. L. Formation of spatio-temporal relations in the first year of life in healthy full-term and premature infants, as well as those who underwent periventricular leukemia (according to coherent EEG analysis) // Mat. V international conf. Clinical neurosciences: neurology, neurophysiology, neurosurgery. — Gursuf, June 1–10, 2003 — P. 35–38.
9. Мисюк Н. Н., Докукина Т. В., Картирование ЭЭГ в выявлении признаков органического поражения головного мозга у больных с психическими заболеваниями. Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова, 2000. -N 5.-С.39–44.
Misyuk N. N., Dokukina T. V., EEG mapping in identifying signs of organic brain damage in patients with mental illness. Journal of Neurology and Psychiatry named after S. S. Korsakov, 2000.-N 5.-S.39–44

Сведения об авторах

Иванов Лев Борисович, кандидат медицинских наук, врач высшей категории по функциональной диагностике, заведующий диагностического отделения¹. ORCID: 0000-0001-5954-1520

Машеров Евгений Леонидович, кандидат технических наук, старший научный сотрудник лаборатории клинической нейрофизиологии². ORCID: 0000-0003-1082-1390

¹ КДЦ при Детской городской клинической больницы № 9 имени Г. Н. Сперанского, Москва

² ФГАУ НМИЦ нейрохирургии им. ака. Н. Н. Бурденко МЗ РФ

Автор для переписки: Иванов Лев Борисович
E-mail: ivanov40lb@gmail.com

About authors

Иванов Лев Борисович, Candidate of Medicine, doctor of the highest category in functional diagnostics, head of the diagnostic department¹. ORCID: 0000-0001-5954-1520

Masheroev Yevgeny Leonidovich, PhD, senior researcher of the Laboratory of Clinical Neurophysiology². ORCID: 0000-0003-1082-1390

¹ Children's City Clinical Hospital No. 9 named after G. N. Speransky, Moscow City Health Department

² National Medical Research Center for Neurosurgery named after Academician N. N. Burdenko is the leading neurosurgical facility in Russia

Corresponding author:
E-mail: ivanov40lb@gmail.com

Статья поступила / Received 08.04.2023

Получена после рецензирования / Revised 10.04.2023

Принята в печать / Accepted 22.04.2023

Для цитирования: Иванов Л. Б., Машеров Е. Л. Когерентный анализ в электроэнцефалографии. Методические проблемы вычисления когерентностей в ЭЭГ, варианты их наглядного отображения и клинической интерпретации (лекция вторая). Медицинский алфавит. 2023;(15):9–16. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2023-15-9-16>

For citation: Ivanov L. B., Masheroev E. L. Coherence analysis in electroencephalography. Methodological problems of calculating coherences in the EEG, options for their visualization and clinical interpretation (lecture two). Medical alphabet. 2023;(15):9–16. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2023-15-9-16>

