

Рекомендации по проведению практических исследований
в области нейрофизиологии
Руководящие принципы Международной
Федерации клинической нейрофизиологии (ЭЭГ, Приложение. 52)
Редакторы: G. Deuschl and A. Eisen
© 1999 International Federation of Clinical Neurophysiology. All rights reserved.
Публикация: Elsevier Science B.V.

IFCN Рекомендации Руководящие принципы по проведению топографического и частотного анализа ЭЭГ и ВП* Международной федерации клинической нейрофизиологии (IFCN)

Marc R. Nuwer (USA), Dietrich Lehmann (Switzerland),
Fernando Lopes da Suva (The Netherlands),
Shigeaki Matsuoka (Japan), William Sutherling (USA)
and Jean Francois Vibert (France)**

Вступление

В течение последних 15 лет в значительной мере возросло применение компьютерной обработки данных для анализа электроэнцефалограмм (ЭЭГ) и вызванных потенциалов (ВП), что в определенной степени вызвано революционными преобразованиями в области микроэлектроники. Лабораториям клинической нейрофизиологии необходимо ознакомиться с методами и проблемами, относящимися к этим новым видам анализа. В настоящей работе рассмотрены существующие концепции, касающиеся проведения топографического и частотного анализа ЭЭГ и ВП. Объем доклада позволяет лишь затронуть основные вопросы, касающиеся общего применения данных методов, и не включает описание многих других вариантов анализа (например, compressed spectral array). Целью настоящей работы является освещение общих направле-

ний стандартного применения топографического и частотного анализа. При этом мы не ставим перед собой задачи как-либо препятствовать использованию других подходов или методик. Мы понимаем, что при работе с различным оборудованием для проведения исследований зачастую применяются методы, которые могут отличаться от простых стандартных методов, описанных в данной работе.

Запись и хранение данных

Метод машинной обработки данных пока еще не получил достаточного развития для того, чтобы разрешить клиническую интерпретацию исключительно обработанных данных, независимо от анализа первоначальных данных ЭЭГ. Должны быть записаны традиционные полиграфные данные ЭЭГ, изу-

* Доклад Комитета IFCN.

Перепечатано из: Supplement 52 to *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* (нынешнее название *Clinical Neurophysiology*). *Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology; Guidelines of the International Federation of Clinical Physiology* (2nd Revised and Enlarged Edition. Second impression 2000) Editors: G. Deuschl and A. Eisen.
Nuwer M. R. et al. «IFCN guidelines for topographic and frequency analysis of EEGs and EPs». p.p. 15-20. Copyright (1999), с разрешения Международной Федерации Клинической Нейрофизиологии (Сентябрь, 2005). Перевод на русский язык сделан с разрешения Elsevier, перед публикацией перевод повторно рассматривался Elsevier. Copyright © 2005. Перевод на русский язык, Институт Медицинской информатики и Телемедицины.
Перевод и научная редакция профессора О. Ю. Майорова.

чены и интерпретированы одновременно с данными компьютерного анализа ЭЭГ. Запись полиграфных ЭЭГ должна обеспечивать возможность традиционного визуального анализа с целью определения артефактов, а также обнаружения особенностей, оставшихся скрытыми в результате применения методов обработки данных, например, эпилептических спайков. Такие параллельные необработанные (или сырые) записи ЭЭГ могут быть выполнены на традиционной полиграфной бумаге, либо отображены на видеозкране. Как таковые, машинные методы обработки ЭЭГ можно рассматривать как расширение применения традиционной методологии, но нельзя рассматривать как замену традиционного анализа ЭЭГ. Это замечание также справедливо в отношении дополнительной машинной обработки данных по вызванным потенциалам, например, топографического картирования ВП.

При использовании метода топографического картирования записи ЭЭГ необходимо выполнять, исходя, как минимум, из 21 основного расположения электродов по Международной системе 10–20, включая 16 стандартных точек на скальпе – височных и парасагиттальных, наряду с Fz, Cz, Pz, A1 и A2. Запись с ушных каналов необходимо производить в отдельном порядке и не связывать с другими записями. Также необходимо применять дополнительные каналы для определения артефактов, включая не менее двух участков в области глаз, производить запись дыхания и снимать электрокардиограмму. При необходимости, должны быть готовы к применению некоторые дополнительные каналы записи, например, каналы для дополнительной записи артефактов, дополнительных точек на скальпе, а также для дополнительных источников записи, такие как нос, шея и другие участки. В тех случаях, когда топографическое картирование не предпринимается, или когда является приемлемым неполное картирование, может быть использовано меньшее количество каналов.

В условиях использования дополнительных электродов должны быть предприняты попытки разместить их на скальпе в точках, находящихся посередине традиционных участков расположения электродов по системе 10–20. В совокупности эти срединные участки, наряду с первоначальными точками системы 10–20, называют системой 10 %, или расширенной электродной системой 10–20 (см. Таблицу 1). В данной системе коронарный ряд AF расположен посередине между рядами Fp и F, ряд FC – между рядами F и C, ряд CP – между рядами C и S, ряд SP – между рядами S и O; PO, на полпути между P и O. Латеральные ряды 1 и 5 расположены посередине между Z и 3 рядом, а также между 3 и 7, соответственно. При необходимости это может быть распространено латерально на ряды 9, 11 и т.д., на область лица или шеи. В данных дополнительных столбцах ряды 3 и 4 совпадают по оси с рядами 3 и 4 традиционных участков системы 10–20. Другие локализации являются пропорционально более медиальными или латеральными. Традиционные участки T3–T6 имеют прежние наименования, предпочтительные для использования на этих участках. Одна и P8 как варианты, применяемые в отношении данных участков в особых условиях. В подобных особых условиях наименования FC7, FC8, CP7 и CP8 могли бы быть заменены на FT7, FT8, TP7 и TP8.

ЭЭГ получают в виде непрерывной последовательности дискретных участков. Для проведения частотного анализа фоновой ЭЭГ в состоянии, когда глаза закрыты, необходимо получить, как минимум, 1 минуту безартефактной записи ЭЭГ, то есть собранные безартефактные участки, должны составлять в сумме не менее 60 с ЭЭГ. Длительность каждого участка должна составлять не менее 2 с, в предпочтительном варианте, быть большей. Необходимо следить за тем, чтобы обеспечивать исключение участков, связанных с состоянием сонливости, переходными состояниями или артефактами. С целью обеспечения воспроизводимости получаемых результатов несколько наборов данных следует анализировать раздельно.

Табл. 1. Номенклатура участков расположения электродов на скальпе: расширенная система электродов 10–20^a.

1 ряд		Fpl		Fpz		Fp2			
2 ряд	AF7		AF3		Afz		AF4		AF8
3 ряд	F7	F5	F3	Fl	Fz	F2	F4	F6	F8
4 ряд	FT7	FC5	FC3	FC1	FCz	FC2	FC4	FC6	FT8
5 ряд	T3	C5	C3	Cl	Cz	C2	C4	C6	T4
6 ряд	TP7	CP5	CP3	CP1	CPz	CP2	CP4	CP6	TP8
7 ряд	T5	P5	P3	Pl	Pz	P2	P4	P6	T6
8 ряд	PO7		PO3		POz		PO4		PO8
9 ряд			O1		Oz		O2		

^aИногда необходимо или полезно расположить электроды в точках на полпути между стандартными участками, определенными по системе локализации электродов 10–20. Номенклатура, описанная здесь, должна быть использована для этих находящихся на полпути участков.

Например, может быть проведен анализ 2 наборов по 30 с каждый, либо 3 наборов по 20 с каждый. Записи в других состояниях могут выполняться по усмотрению, включая записи при открытых глазах, во время гипервентиляции (например, последние 20 с 3-минутного теста), либо в условиях световой или иной стимуляции.

Цифровая запись необработанных данных, как правило, осуществляется с применением одного общего референтного электрода, например, Cz, или усредненного референтного электрода. Такая унифицированная регистрация и ее сохранение облегчают в дальнейшем реконструкцию монтажа.

Несмотря на то, что сбор и сохранение таких записей осуществляется референтно (т.е. с применением референтного электрода), их можно параллельно просматривать при помощи любого стандартного монтажа. Биполярный или альтернативный референтный (монополярный) монтаж, выполняемый путем вычитания сохраненных записей, принято называть реконструкцией монтажа.

Сбор данных предусматривает применение фильтров с установками до 0,1 Гц в отношении фильтра нижних частот и 60–70 Гц в отношении фильтра верхних частот. Должен быть предусмотрен узкополосный фильтр (notch filter) 50 или 60 Гц. Кроме того, должны предусматриваться дополнительные установки фильтров. В некоторых обстоятельствах фильтр нижних частот может иметь установку, достигающую до 1 Гц, что будет способствовать предотвращению артефактной порчи в области низких частот. Применение фильтра 2 Гц может способствовать исключению артефактов из частотного анализа, но, в то же время, будет затруднять определение состояния сонливости и некоторых патологических, медленных волн. В том случае, если преследуется цель только сохранить информацию на магнитном или оптическом носителе, приемлемой будет минимальная частота отсчетов, составляющая 200 в секунду на канал при разрядности 10 бит на отсчет и разрешающей способностью до 2,0 мкВ. В случае необходимости в последующем проведении частотного анализа, предпочтительным является сбор данных при разрядности 12–14 бит на отсчет и разрешающей способностью до 0,5 мкВ.

Все применяемое оборудование, начиная от гнездовой коробки и заканчивая оборудованием обработки и конечного отображения данных, должно быть подвергнуто тщательной калибровке. В процессе калибровки должны быть определены диапазоны частот, параметры чувствительности и типы выполняемых количественных тестов. Должны быть использованы как прямоугольные входные сигналы калибровки, так и сигналы биокалибровки. Кроме того, может быть применена синусоидальная калибровка. В начале и конце каждой регистрируемой сессии следует записывать калибровочные отсчеты. Данные операции выполняются в порядке, который стандартно применяется при записи ЭЭГ. Усиленный сигнал, относящийся к каждому каналу, должен быть согласован с целью уменьшения изменчивости от одного канала к другому максимально до 1 % после компьютерных регулируемых усилений, основанных на калибровочных импульсах и биокалибровочных сравнениях. В данном случае представляется предпочтительным даже более оптимальное согласование. Дополнительный «шум» в записи не должен превышать 2,0 мкВ, а предпочтительно должен быть в пределах 1,0 мкВ, от пика к пику, при любой частоте в диапазоне 0,5–100 Гц, включая 50 Гц или 60 Гц. Коэффициент ослабления синфазного сигнала должен быть не менее 85 дБ, предпочтительно выше, по каждому из каналов. Межканальное переходное затухание должно быть менее 1 %, то есть составлять 40 дБ или быть ниже.

Для текущей записи и длительного хранения записей ЭЭГ представляется технически обоснованным применение нескольких магнитных и оптических запоминающих устройств. В настоящее время продолжает существовать некоторая неопределенность в отношении надежности некоторых носителей при длительном хранении на них информации, а также в отношении некоторых проблем, связанных с устареванием специализированных воспроизводящих средств в более отдаленном будущем. В случае применения магнитных или оптических сред для длительного хранения информации вместо первоначально используемых бумажных ЭЭГ, запись должна содержать информацию, стандартно вносимую в бумажную запись. Информация подобного рода может включать технологические замечания о процессе получения записи. Такие комментарии можно делать любым из нескольких способов с целью их хранения вместе с ЭЭГ, включающих использование клавиатуры или цифровой клавишной панели. Запись, хранящаяся в электронном виде, также должна включать имя пациента, дату проведения теста, соответствующие идентификационные номера, присваиваемые пациенту и лаборатории, и, кроме того, любую текущую информацию, стандартно наносимую на лицевой лист записи ЭЭГ. Здесь следует обратить внимание на существование государственных законов, регулирующих порядок хранения записей в различных областях, а также местных правил, либо правил медицинских заведений, определяющих официальные нормы хранения записей ЭЭГ.

Анализ

Вопрос определения и устранения артефактов является наиболее важным для выполнения надлежащей количественной обработки ЭЭГ. Артефакты могут идентифицироваться и исключаться несколькими способами. В отношении высокоамплитудных переходных процессов может быть применен метод автоматического подавления артефактов. В то же вре-

мя, для определения многих других переходных процессов необходимо визуальное отображение данных. Некоторые из проблем, например, мышечный артефакт, необходимо устранять во время тестирования. В общем и целом, записи, содержащие неустраняемые артефакты, следует признавать неудовлетворительными и неприемлемыми для проведения дальнейшего количественного анализа.

При проведении частотного анализа отдельные периоды могут быть плавно изменяемыми («сводимыми на конус») в сторону нулевого напряжения в соответствующих начальных и конечных информационных точках. Это позволяет сократить артефакты широкополосного типа, известные как «утечка». Такое плавное изменение, как правило, осуществляется с применением косинусной функции окна Хеннинга (Hanning) или аналогичной сужающей функцией. Данная операция обеспечивает эффективное уменьшение количества данных, фактически анализируемых на каждой эпохе записи, но при этом для анализа данных можно использовать последовательные полуперекрывающиеся периоды с целью создания благоприятных условий для восстановления эффективного количества данных, анализируемых на непрерывных безартефактных участках записи. При изучении эпилептических спайков, ВП или других особенностей, связанных с временной областью, необходимо применение окон Хеннинга (Hanning). Если применяется какая-либо функция сужения, то это должно быть конкретно отражено в клиническом или научном отчете в разделе методов.

Полезное преобразование данных может быть достигнуто путем извлечения конкретных параметров из каждого сигнала. С этой целью применялись разнообразные методы. Описание всех этих параметров не включено в объем настоящего доклада.

Компьютерный анализ ЭЭГ традиционно начинается с частотного анализа, при котором, как правило, применяется быстрое преобразование Фурье. Дополнительный анализ обычно включает выполнение интегрирования или суммирования в пределах диапазонов частот, таких как диапазоны «дельта», «тета», «альфа» и некоторые диапазоны «бета». Для решения стандартных задач анализа допустимо разделять данные диапазоны на интервалы в 4 Гц. При использовании такой стратегии альфа-диапазон будет заканчиваться на 12 Гц вместо 13 Гц, а тета-диапазон будет начинаться на 4 Гц вместо 5 Гц. При этом является приемлемым дальнейшее деление на более узкие диапазоны. Таким поддиапазонам следует в обычных условиях присваивать числовые индексы, наследуемые после греческой буквы, например, α -1. Измеряют абсолютную амплитуду в каждом диапазоне частот. Также определяют относительную амплитуду, рассчитываемую посредством деления амплитуды в одном диапазоне частот на амплитуду всех частотных диапазонов. Вычисляют асимметрии абсолютной и относительной амплитуды. Определяют лево- и правосторонние асимметрии абсолютной и относительной мощности, в предпочтительном варианте используя индекс асимметрии («левый» минус «правый») / («левый» плюс «правый»), выражаемый в процентах. Преимущество этого индекса заключается в том, что его значения находятся в пределах от -100 % до +100 %. Определение других конкретных параметров является необязательным. Частотный спектр, вычисляемый данными способами, обычно выражают как амплитудные значения ЭЭГ и указывают в микровольтах. Некоторые из пользователей предпочитают выполнять пересчет в единицах мощности, а не амплитуды. Мощность вычисляют как амплитуда в квадрате. В отношении спектра мощности количество ЭЭГ в диапазоне количественно определяют в единицах микровольт в квадрате. По-видимому, метод пересчета амплитуды в микровольты является более применимым в отношении анализа ЭЭГ, но любой из методов является приемлемым.

Автоматический анализ непрерывной многоканальной записи ЭЭГ может быть также осуществлен через рассмотрение формы самих волн ЭЭГ. Такой анализ является полезным для идентификации или измерения эпилептических спайков и острых волн. Данные методы не предусматривают применение частотного анализа. Их детальное описание не включено в объем данной работы.

Для сравнения значений, касающихся индивидуального пациента, со значениями, регистрируемыми в отношении типичной нормальной популяции, могут быть применены статистические методы. К интерпретации результатов таких статистических анализов следует подходить с большой осторожностью. Здесь существуют значительные статистические проблемы, которые могут привести к избыточной интерпретации изменений, обнаруживаемых только при проведении статистического анализа. В общем и целом, для того, чтобы быть признанным аномальным, любой истинный церебральный результат, зарегистрированный статистически или иначе, должен учитываться при каждом повторе результатов данных, регистрируемых на более чем одном участке записи скальпа и, в условиях применения статистического метода, должен превышать значение 3σ стандартных отклонений. Статистические аномалии не обязательно указывают на наличие патологии.

Отображение

Необработанные данные ЭЭГ должны быть доступны для традиционного визуального анализа, как если бы они были зарегистрированы на бумаге. При использовании видеозаписи для просмотра многоканальных данных ЭЭГ разрешение экрана должно обеспечивать возможность оценки детальных особенностей, как минимум, с той же эффективностью, как при отображении данных на бумаге. Для отображения усредненных данных частотного анализа ВП и ЭЭГ должно быть характерно наличие индивидуальных повторяемых линий, совмещаемых с целью обеспечения возможности визуальной оценки воспроизводимости по каждому каналу. Выполнение данного условия возможно как на бумаге, так и на экране монитора.

Применяются различные алгоритмы топографического картирования. Наиболее часто используются методы линейной или квадратичной интерполяции 3×3 или 4×4 ближайших участков записи.

В целях обеспечения простоты и ясности изображения, а также повышения эстетического качества часто используют цвета. Однако наряду с этим можно использовать черно-белые изображения и карты изолинейных линий, которые, в некоторых ситуациях, способны отобразить больше количественных аспектов информации. Цветные и нецветные изображения можно рассматривать как дополняющие друг друга. При использовании цветных изображений оттенки необходимо располагать упорядоченно относительно цветового спектра. В случае недопустимости отрицательных значений, например, при проведении частотного анализа, синие оттенки должны представлять низкие значения, а красные — высокие значения. Помимо оттенков может использоваться белый цвет для выделения наивысших значений и черный цвет для выделения самых низких значений. В том случае, когда допустимы как положительные, так и отрицательные значения, — синие оттенки должны представлять активность отрицательной полярности, а красные — активность положительной

полярности. Рекомендуется применять не менее 15 различных цветов. При этом оттенки цветов, представляющих соседние значения, должны быть достаточно разными для того, чтобы их можно было легко распознать, но и не должны в то же время сильно отличаться друг от друга. Последнее условие связано с необходимостью избежать привлечения зрительного внимания к несущественным изменениям значений, представляемых заметно различными оттенками. Традиционные полиграфические данные ЭЭГ необходимо анализировать на основании нескольких различных монтажей, а топографические карты — с применением нескольких различных типов референтных электродов. Так как цифровые данные можно реконструировать в многочисленные монтажи, то для первоначальных записей целесообразно применять один референтный (монопольный) монтаж или связанные цепи бипольных каналов. Референты и другие реконструкции должны включать возможности использования коммутаций активных электродов с ушными, ниже-челюстными, носовыми, расположенными на подбородке, шее и пр. и другими не церебральными локализациями референтных электродов. Выбор конкретного референтного электрода, который, будет использован, должен быть сделан после первоначального анализа данных в бипольном полиграфическом отображении, определения «активных» зон и выбора референтов, являющихся относительно неактивными. Недостаток карт, создаваемых при помощи одного референтного электрода, заключается в том, что для них характерны значительные искажения («неровность краев»), касающиеся области скальпа, где находится референтный электрод. Данную проблему можно частично устранить за счет использования пространственных усредненных референтов или записей исходной плотности. Усредненный референтный электрод для картирования образуется из всех участвующих в регистрации активных электродов и коммутируется с каждым активным электродом на скальпе. В отношении исходной плотности или исходного отклонения (дериивации), как описано Хьертом (Hjorth), используются лишь ближайшие 3 или 4 электрода в качестве референта для каждой индивидуальной области скальпа.

Клинические корреляции

Топографическое картирование и частотный анализ представляют область не достаточно исследованную для того, чтобы самостоятельно обеспечивать возможность клинической интерпретации. Специалистам, имеющим опыт такой интерпретации, необходимо анализировать традиционные ЭЭГ и усредненные кривые ВП. Топографический и частотный анализ должны служить дополнением к вышеупомянутому традиционному визуальному анализу и позволять рассматривать ситуацию под другим углом.

Необходима демонстрация воспроизводимости данных, для чего возможно наложение друг на друга линейных изображений (графиков) частотного спектра ЭЭГ и усредненных ВП. При каждом повторе значения должны оставаться близкими. Например, в отношении ВП в случае удовлетворительного повтора данных амплитудные значения должны отличаться между собой не более чем на 20 %, а значения латентности — не более чем на 5 % и, в предпочтительном варианте, быть еще ближе, чем приведенные минимальные нормы. В целях

более точного определения значений ЭЭГ и ВП применение общего среднего отдельных прогонов допустимо только после демонстрации воспроизводимости данных.

Для многих методов частотного анализа и длинно-латентных ВП еще не до конца понятно, какие результаты можно считать нормой. Некоторые воспроизводимые результаты, могут быть вариантами нормы, в то время как другие воспроизводимые особенности могут являться артефактами. Не все то, что воспроизводимо обязательно указывает на наличие патологического состояния. К интерпретации данных топографического и частотного анализа следует подходить с большой осторожностью. Это условие особенно справедливо в отношении парадигм, предусматривающих применение статистических сравнений с нормативными базами данных и при использовании дискриминантного анализа. Что касается нормативных баз данных, то здесь следует упомянуть о существенном влиянии непатологических факторов, относящихся к отдельным больным. Это могут быть факторы возраста, сонливости, медикаментозного лечения, дефектов костей черепа и другие, многие из которых невозможно учесть надлежащим образом при использовании нормативных баз данных для анализа записей индивидуальных пациентов.

Любой специалист, интерпретирующий результаты топографического и частотного анализа ЭЭГ и ВП в клинических целях, должен, как минимум, пройти соответствующее обучение традиционным методам ЭЭГ и ВП, применяемым в качестве стандартных в данной местности. Кроме того, такой специалист должен обладать дополнительными навыками, знаниями и способностями, относящимися к конкретно применяемым компьютерным методам, предполагаемым стандартным вариантам, влияниям непатологических факторов, касающихся конкретных больных, к конкретно применяемому оборудованию, а также к различным проблемам и артефактам, которые могут иметь место при проведении топографического и частотного анализа.

Безбумажное хранение данных ЭЭГ — единственный вариант, при помощи которого компьютерная техника может помочь разрешить рядовую проблему функционирования ЭЭГ лаборатории. Наличие относительно недорогих магнитных или оптических средств для записи данных со временем устраняет необходимость хранения объемных томов бумажных записей в течение длительных периодов времени. Простое сохранение данных ЭЭГ на таких носителях также обеспечивает воспроизведение записей на бумагу в биполярной или рефе-

рентной реконструкции, либо с различными вариантами установок фильтров или скорости бумаги. Кроме того, безбумажное хранение данных обеспечивает наличие данных в такой форме, которая может быть потенциально воспроизведена в любой момент времени после ее сохранения для компьютерного частотного анализа, топографического анализа и т.д. в любой момент времени после сохранения. В предпочтительном варианте сохранение данных следует осуществлять при помощи стандартных средств, легко переносимых к другому оборудованию и не имеющих особого форматирования.

Клинические отчеты, в которых использованы данные топографического и частотного анализа, должны включать информацию об отображениях данных, получаемых при анализе, количестве ЭЭГ (в секундах), относящемуся к каждому отображению, количестве регистрируемых участков скальпа, состоянии больного. При сравнении со статистической базой данных необходимо описать характер базы данных, включая указание числа нормальных субъектов, используемых для сравнения с данным пациентом, а также возрастные пределы таких субъектов. Должно быть также конкретно указано медикаментозное лечение, которому подвергается больной, и любые другие факторы, касающиеся данного пациента.

Вызванные потенциалы

Топографический и частотный анализ ВП можно проводить по методу, аналогичному тому, который был рассмотрен в отношении традиционных ЭЭГ, подставляя технические парадигмы, стандартно применяемые в отношении усредненных вызванных потенциалов. Необходимо использовать соответствующие установки фильтров. Частота отсчетов должна, как минимум, в три раза превышать базовую частоту любых пиковых элементов ВП, присутствующих в записи. В отношении коротко-латентных ВП частота отсчетов должна быть не менее 2000/с. Для длинно-латентных ВП частота отсчетов должна быть не менее 500/с. В любом из случаев обычно является предпочтительной еще более высокая частота. Расположение регистрирующих электродов может быть как на голове в областях, представляющих интерес, так и могут включать участки для записи, находящиеся за пределами скальпа.

Клиническое применение топографического анализа вызванных потенциалов по-прежнему является относительно редким. Для длинно-латентных вызванных потенциалов характерна значительная вариабельность, что служит причиной неудовлетворительной конкретизации патологических нарушений. Данное направление нуждается в дополнительном глубоком исследовании, которое позволило бы более точно определить соответствующие методологии и возможные области применения.

Переписка

****Dr. Marc R. Nuwer**
Department of Clinical Neurophysiology
Reed Neurological Research Center
University of California Los Angeles
710 West-wood Plaza
Room 1194, Los Angeles
CA 90024 (USA).

Reprinted from: Supplement 52 to *Electroencephalography and clinical Neurophysiology (now called Clinical Neurophysiology). Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology; Guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology (2nd Revised and Enlarged Edition. Second impression 2000).* Editors: G. Deuschl and A. Eisen.

Nuwer M. R. et al. «IFCN guidelines for topographic and frequency analysis of EEGs and EPs*». p.p. 15–20. Copyright (1999), , with permission from International Federation of Clinical Neurophysiology (September, 2005).

The translation into Russian was done with the permission of Elsevier, the translation has not been reviewed by Elsevier prior to printing.

Copyright © 2005. Translation into Russian, Institute of Medical Informatics and Telemedicine. Translation and scientific edition by professor O. Yu. Mayorov.