

МОНИТОРИНГ СПОНТАННОЙ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА В НЕЙРОАНЕСТЕЗИОЛОГИИ И НЕЙРОХИРУРГИИ

О.Б. САЗОНОВА

НИИ нейрохирургии им. Н.Н.Бурденко РАМН, Москва

Впервые регистрацию биоэлектрической активности мозга у человека осуществил австрийский психиатр, ректор Йенского Университета Ганс Бергер (1929) [32], показав, что биотоки мозга представляют электрические колебания, основными из которых являются колебания частотой 8-10 в секунду, названные им альфа - ритмом. Ему же принадлежит и термин “ электроэнцефалограмма”, и соответствующая аббревиатура- ЭЭГ, используемая до настоящего времени. С этого момента начинается современный этап клинической электроэнцефалографии. В последующем были открыты ритмы и других диапазонов: дельта- 1-4 кол\сек, тета- 5-8 кол\сек, бета- от 13 до 30 кол\сек. В настоящее время ЭЭГ- самостоятельная область исследований, нашедшая широкое применение в анестезиологии, реаниматологии, неврологии, нейрохирургии и других областях медицины как в клинических, так и в научных целях [7,9,11,43,48].

Клиническая электроэнцефалография - раздел электрофизиологии центральной нервной системы, предметом которой является исследование электрических явлений в мозге человека преимущественно в диапазоне частот от 0.5 до 35 Гц, в то же время это метод исследования деятельности головного мозга человека, в основе которого лежит регистрация электрических потенциалов, спонтанно возникающих в мозге: в отличие от т.н. вызванной активности, возникающей в ответ на различные афферентные раздражения- вызванные потенциалы (ВП) на свет- зрительные (ЗВП), на звук- акустические (АВП) и соматосенсорные (ССВП). Спонтанная электрическая активность представляет собой суммарную активность кортикальных нейронов. В норме нейрон в состоянии покоя поддерживает чрезмембранную разность потенциалов, равную 70 мВ, причем внутренний слой мембраны по отношению к наружному заряжен отрицательно. Когда, благодаря синаптическому импульсу, нейрон приходит в возбужденное состояние, он деполяризуется (происходит смена разности потенциалов и наружный слой мембраны временно приобретает отрицательный заряд по отношению к внутреннему слою нейрона и наружной поверхности соседних нейронов, находящихся в состоянии покоя). Если в этот момент времени один электрод поместить рядом с деполяризованным нейроном, а второй рядом с нейроном, находящимся в состоянии покоя, то можно зарегистрировать разницу потенциалов. В норме нейроны коры деполяризуются и реполяризуются асинхронно и во внеклеточном пространстве возникают электрические токи, которые

стремятся компенсировать разницу потенциалов. Амплитуда возникающего электрического сигнала очень мала (составляет микровольты) [1,2,6,11,14,15].

Спонтанную биоэлектрическую активность мозга можно регистрировать со скальпа, увеличивая ее приблизительно в 1 миллион раз. Для этого используют хлор-серебряные электроды-мостики, крепящиеся на голове специальными шлемами, либо чашечные электроды, фиксируемые к предварительно обработанной, обезжиренной коже головы специальной электролитной пастой или коллодием. В операционной применяют подкожные игольчатые электроды из нержавеющей стали или платиновые. Электрические потенциалы, записанные с одного скальпового электрода, представляют собой, главным образом, потенциалы дендритов большого числа кортикальных нейронов (около 10). Запись ЭЭГ между двумя точками скальпа отражает активность между двумя этими регионами. Чтобы получить пространственное представление об электрической активности мозга, на скальп накладывают несколько пар электродов. Отведения потенциалов осуществляются по Международной схеме 10-20% [49]. При нейрохирургических операциях возможны различные варианты отведений, в зависимости от операционного доступа. При этом ЭЭГ отражает не только активность коры, но и, косвенно, состояние срединных структур (ствол мозга, таламус и др.), оказывающих регулирующее влияние на электрическую активность коры. Электрическую активность можно отводить также и, при использовании специальных электродов, с базальных и труднодоступных латеральных отделов мозга (назальный, сфеноидальный электроды), а также непосредственно с коры больших полушарий во время нейрохирургических операций - электрокортикограмма (ЭКоГ), и при отведении с глубоких отделов мозга с помощью интрацеребральных электродов - электросубкортикограмма (ЭСКоГ). Усиление и регистрация биопотенциалов мозга во всех этих случаях осуществляется практически одинаково; различия касаются лишь методов отведения, зависящих от задач, стоящих перед исследователем.

Спонтанную биоэлектрическую активность можно регистрировать на протяжении длительного времени, обеспечивая таким образом мониторинг функционального состояния мозга больного, даже находящегося в бессознательном состоянии, при глубоком наркозе. Такие достоинства ЭЭГ как высокая степень ее корреляции с уровнем бодрствования и с состоянием метаболизма и гемо- и ликвороциркуляции, а также способность улавливать нарушения этих факторов с минимальным латентным периодом, до развития необратимых изменений в мозгу, возможность обнаружения скрытых

форм патологии мозга, неинвазивность метода и возможность использования его у обездвиженных больных и больных в коматозном состоянии, хорошо и давно известны и признаны бесспорными.

Многочисленными экспериментальными и клиническими исследованиями показана зависимость функционального состояния мозга, проявляющаяся в изменениях его электрической активности, от условий его гемодинамики и метаболизма. Показано, что снижение уровня оксигенации мозга приводит к снижению частоты ритмов ЭЭГ от нормального альфа-ритма до 4-7 Гц (тета-ритм) и более медленным -дельта- колебаниям. Наряду с этим, отмечается падение амплитуды биопотенциалов мозга, приводящее в дальнейшем к картине биоэлектрического молчания на ЭЭГ. Аналогичную динамику изменений биоэлектрической картины мозга можно наблюдать при снижении артериального давления (АД). Впервые изменения ЭЭГ при падении АД были зарегистрированы еще в 1938 г. Beecher Н.К. и соавт. [30], показавшими на наркотизированных кошках, что при снижении ср.АД до 50-60 мм рт.ст. корковая электрическая активность значительно снижалась и замедлялась. При дальнейшем снижении АД изменения ЭЭГ становились более выраженными, однако, при подъеме АД кривая восстанавливалась до исходной. Впоследствии Видерхольд и соавт., снижая ср.АД у собак со 130 мм рт ст до 30-40 в течение 70 сек, получил значительные нарушения биоэлектрической активности мозга с последующим частичным возвращением ее к исходному уровню при восстановлении АД. Аналогичное снижение АД, но выполненное постепенно в течение 2-6 мин не приводило к столь значительным изменениям ЭЭГ. В последующем различные эксперименты на животных показали, что изменения на ЭЭГ при падении АД коррелируют как со степенью снижения, так и скоростью развития гипотензии и могут являться прогностическими для развития связанных с артериальной гипотензией нейропатологических проявлений.

Проведенные экспериментальные исследования явились теоретической предпосылкой для использования ЭЭГ в клинической практике для оценки функционального состояния мозга у больных с нарушениями мозгового кровообращения, при остановке сердца, в коматозном состоянии, в кардиохирургии, хирургии сосудов, нейрохирургии. Для этих целей применяют мониторинг ЭЭГ, используя при ее оценке, как рутинный визуальный анализ, так и различные методы компьютерного анализа.

При визуальном анализе ЭЭГ можно характеризовать морфологию волн, их частоту, амплитуду, характер распределения по коре и таким образом можно составить представление о диффузных и локальных

изменениях на ЭЭГ. В большинстве случаев этого бывает достаточно для оценки функционального состояния мозга. Однако, при длительном динамическом наблюдении этот процесс становится весьма трудоемким, требующим постоянного присутствия при регистрации ЭЭГ специалиста-нейрофизиолога, большого расхода бумаги, кроме того трудно провести адекватное сопоставление полученных данных. В этих случаях существенную помощь оказывают методы компьютерного анализа. Для этих целей используют спектральный анализ, впервые примененный Г. Уолтером [25], отражающий полный спектр составляющих ЭЭГ ритмов, в том числе и тех, которые скрыты при визуальном анализе. Однако этот метод также достаточно трудоемкий, требует специальных знаний, основные тенденции динамики изменений биоэлектрической активности мозга не всегда очевидны. Большие погрешности в метод вносят артефакты записи, которые, обычно, постоянно присутствуют в ЭЭГ, особенно при длительной ее регистрации в условиях операционной [3,5,11,12,19]. От этих дефектов не избавлен и более распространенный метод компрессионного спектрального анализа по Фурье [12,26,29], основанный на преобразовании составляющих ЭЭГ колебаний и графическом их разложении на ряд гармонических частот. Достоинством данного метода является его доступность каждому исследователю, возможность длительной регистрации спектров, представление их в сжатой форме, возможность количественной оценки результатов и их сопоставления. Недостатки же те, что и при других методах спектрального анализа. Наряду со спектральными методами анализа ЭЭГ, дающими ее амплитудно-частотную характеристику, в оценке функционального состояния мозга используют методы корреляционного анализа, отражающие взаимоотношения ритмов ЭЭГ между отдельными точками мозга внутри одного полушария или между полушариями (кросскорреляция, когерентность) или между различными эпохами и по разным ритмам в одном отведении (автокорреляция, биспектральный индекс) [3,5,11,12,19,31,,41,43,45,46]. Эти методы характеризуют нарушения в организации электрических процессов мозга. Однако они широкого применения в нейроанестезиологии не нашли, так как требуют дорогостоящей аппаратуры и присутствия на операции специалиста, могущего адекватно оценить возникающие в процессе операции изменения ЭЭГ. В последнее время в клинической нейрофизиологии получил распространение метод пространственного картирования биоэлектрической активности мозга. Он позволяет представить ЭЭГ в виде цветных карт, дать характеристику составляющих ее ритмов и их взаимодействия, выразив ее в цифровых параметрах, графически и в виде карт мощности и когерентности спектров [24]. В нейроанестезиологии этот метод анализа используется, преимущественно, для решения научных задач. ЭЭГ для этих целей

регистрируется на магнитную ленту и обрабатывается уже в условиях лаборатории. Однако, в условиях операционной, когда требуется постоянный контроль за динамикой функционального состояния мозга и быстрое реагирование на возникающие изменения, желательно иметь срочную "on line" информацию, достаточную для адекватной оценки состояния и полученную с наименьшими материальными затратами. Попытки преодолеть трудности при использовании мониторинга ЭЭГ с математическими методами обработки породили к жизни множество систем анализа, которые направлены на сокращение объема полученной информации, выражение ее в количественных параметрах, сокращение времени обработки полученных данных, желательно в текущем времени. Lopes da Silva [53] насчитал 174 различных системы автоматического анализа ЭЭГ. Системы эти различны по идеям и техническому исполнению в зависимости от задач, стоящих перед исследователями. Среди подобных систем можно отметить использование автокорреляционного анализа для оценки коматозного состояния, предложенное Bergamini и соавт. [31], использование частотных гистограмм [56], монитор ЭЭГ, разработанный С.М. Бородкиным, позволяющий в текущем времени производить регистрацию и анализ ЭЭГ с цифровым и графическим представлением спектров мощности и когерентности биоэлектрических процессов мозга [3,21,22], а также применение специальных дескрипторов. В последнее время в клинике нашел применение монитор функций мозга (МФМ), разработанный и сконструированный Maunard [54,55] и использованный в работах Prior и соавт. [17,18,62,63,64], с целью использовать достоинства ЭЭГ, как метода прямого измерения функций мозга. Однако МФМ не дает представления о частотных составляющих ЭЭГ, что является его явным недостатком, но позволяет проследить динамику функционального состояния мозга и тенденции к его ухудшению в процессе наблюдения по изменениям только вольтжа биопотенциалов мозга, поэтому при учете замечаний, авторами был разработан прибор монитор-анализатор функций мозга (МАФМ) - модифицированный МФМ [62], специально созданный для мониторингового наблюдения наркоза и сна, а также определения состояния плода во время родов. Прибор был также опробован в эксперименте по исследованию гипоксии и ишемии у обезьян [33,34,63]. МАФМ отражает динамику изменений амплитуды биопотенциалов мозга по частотным полосам, соответствующим физиологическим ритмам ЭЭГ.

Клиническое использование мониторинга спонтанной электрической активности мозга в первую очередь касается отделений интенсивной терапии, анестезиологии, операционных, во время операций на сердце, легких, сосудах, а также при нейрохирургических операциях.

Применение мониторинга ЭЭГ в анестезиологии осуществлялось практически с первых шагов электроэнцефалографии. Основной задачей этих исследований являлась оценка глубины наркоза с тем, чтобы поддерживать его на оптимальном уровне и осуществлять необходимую коррекцию при его ведении, возможность оценить влияние на мозг неблагоприятных факторов и эффективность проводимых коррегирующих мероприятий, а также являться документальным доказательством того, что мозг во время анестезии оставался в удовлетворительном состоянии. Кроме того, мониторинг ЭЭГ позволяет дать характеристику действия различных анестезиологических препаратов на мозг. Уже в 1938 г. Veacher и Mc Donah [30] показали возможность появления изоэлектрической линии при глубокой анестезии у человека, обратимость этих изменений и то, что их возникновение не приводит впоследствии к каким-либо нарушениям функций мозга. Courtin и соавт. [39] установили на основании динамики ЭЭГ семь стадий анестезии:

1. Нарушение альфа-ритма и постепенное его замещение быстрой активностью;
2. Появление медленных форм активности наряду с частыми колебаниями;
3. Снижение амплитуды биопотенциалов, нерегулярная медленная активность;
4. Медленная активность с периодами электрического молчания не менее 3 сек ;
5. Периоды биоэлектрического молчания до 10 сек;
6. Периоды электрического молчания более 10 сек, чередующиеся со вспышками медленных волн невысокой амплитуды;
7. Полное электрическое молчание.

Аналогичные градации уровней глубины анестезии со сходными изменениями ЭЭГ характерны для эффекта разных анестетиков. Фактические данные о действии на мозг разных анестезирующих веществ обобщено в обзорах [7,43]. Разница в степени депрессии корковых и стволовых структур при действии различных анестетиков может привести к различным клиническим эффектам при идентичной ЭЭГ. Поэтому шкалу глубины наркоза следует определять для каждого анестетика отдельно. Кроме того, следует учитывать возможность вторичных влияний на мозг: гипоксии и ишемии, обусловленных нарушением при глубоком наркозе других физиологических функций: сердечной либо дыхательной недостаточности, которые также могут приводить к депрессии корковой активности. Современная анестезия практически не использует глубокие уровни наркоза и включает в себя довольно поверхностный наркоз с включением анальгетиков и миорелаксантов.

Поэтому биоэлектрическая активность остается достаточно стабильной, характерной для 1-3 уровней глубины наркоза. При анестезии с применением нейролептаналгезии ЭЭГ обычно более динамична. Nilson и Ingvar [60] описали биоэлектрическую картину мозга при неролептаналгезии, отмечая появление в ЭЭГ нестабильных медленных волн большой амплитуды. В условиях неглубокого наркоза, особенно при применении миорелаксантов, когда болевые раздражения могут вызвать состояние стресса, возможны моменты пробуждения больного. В этих случаях мониторинг биоэлектрической активности мозга является крайне желательным, т.к. может отразить реакцию мозга на болевое раздражение в виде падения амплитуды биопотенциалов мозга. Для этих целей адекватным является МФМ, применяемый в работах Prior [17,18,62,63].

Особое значение мониторинг ЭЭГ имеет при выходе больного из наркозного сна. Проблемы, связанные с оценкой восстановления после общей анестезии отражены в обзоре Carson [36]. ЭЭГ имеет большое значение в качестве чувствительного и не требующего внешних раздражений индикатора состояния сознания больного. С помощью ЭЭГ было показано, что различные медикаменты, оказывают разное по длительности воздействие на мозг (от получаса до 18 часов и более). Знание действия препаратов и мониторинг ЭЭГ во время выхода из наркоза могут дать сведения о нарушениях и необходимости принятия адекватных мер для восстановления функций мозга. Чаще всего подобные задержки выхода из наркоза наблюдаются после операций на открытом сердце [66,67], когда во время операции развивается остановка сердца, либо используется управляемая артериальная гипотензия

(УАГ). Методом УАГ пользуются в нейроанестезиологической практике при операциях на аневризмах сосудов головного мозга. С целью предотвращения такого грозного осложнения как разрыв аневризмы во время операции применяют УАГ. Однако в этих случаях, особенно при длительном ее применении, когда возникает уменьшение кровотока в мозге и других органах, имеется опасность развития ишемических нарушений в них. Осложнения, обусловленные применением УАГ, хорошо известны, им посвящены специальные выпуски журналов *Postgraduated medical Journal* (1974) и *British Journal Anesthesia* (1975) [35,61]. Ишемия мозга из-за острого снижения АД может носить локальный характер, особенно в зонах смежного кровоснабжения [28] или приводить к диффузному повреждению мозга [33]. Мониторинг биоэлектрической активности мозга в этих случаях может способствовать ранней диагностике возможной ишемии и применению медикаментозных корригирующих

средств. При этом желательно использовать комплексное исследование ЭЭГ - для прогноза диффузных ишемических нарушений мозга и ЭКоГ - для контроля за локальными изменениями биоэлектрической активности [21,22,23]. Снижение среднего АД до 70-60 мм рт.ст. приводит к первоначальному снижению уровня биоэлектрической активности мозга, ее учащению, дезорганизации. Однако, при условии сохранения ауторегуляция МК, ЭЭГ, несмотря на продолжающуюся гипотонию, возвращается к исходному (до снижения АД) уровню. У больных, находящихся в состоянии наркозного сна, предел среднего АД, при котором еще сохраняется ауторегуляция, ниже и составляет 50-40 мм рт. ст. [43,21,22]. Это может быть объяснено снижением потребности наркотизированного мозга в кислороде, что защищает нейроны от гипоксии [59]. Появление признаков гипоксии мозга в виде снижения уровня его биоэлектрической активности и ее замедления до частоты дельта -1-4 Гц возникает при снижении среднего АД до 30 мм рт. ст. [39,21]. В период глубокой гипотензии электрическая активность мозга постепенно угасает, но эти изменения могут носить обратимый характер, без неврологических признаков дефицита функций мозга, если УАГ продолжается не более 15 минут. Эти данные получены в экспериментах на макаках-резус [33,34,63]. При нейрохирургических операциях, осуществляемых при положении больного с приподнятым головным концом, цифры АД, до которого можно осуществлять его снижение без развития ишемических нарушений, должны быть выше, т.к. УАГ наслаивается на постуральные реакции сосудов. Оценивая функциональное состояние мозга по данным ЭЭГ во время нейрохирургических операций с УАГ, следует учитывать такие неблагоприятные факторы как пожилой возраст больного, когда снижается реактивность сосудов мозга и, соответственно, уменьшается устойчивость мозга к снижению АД*.

В последнее время для профилактики разрыва аневризмы во время нейрохирургических операций применяют метод временного клипирования сосудов, с целью уменьшить кровоток в аневризме. Это касается, главным образом аневризм крупного и гигантского размера. Планируя операцию с временным выключением одного из мозговых сосудов, необходимо провести исследование возможностей

* Вопрос выбора безопасного уровня снижения АД в рамках УАГ достаточно широко дискутировался в анестезиологической литературе в 70е годы и даже были разработаны определенные рекомендации по безопасным уровням УАГ. Однако, в настоящее время отношение к этой проблеме изменилось: очевидно, что для каждого больного существует свой безопасный уровень снижения АД, который зависит от целого ряда трудноучитываемых факторов. Более того, даже для одного и того же больного безопасный уровень УАГ может быть различным в различных ситуациях. (прим. ред.).

коллатерального кровообращения мозга. Ангиографические исследования, проведенные перед операцией, дают представление об анатомическом строении виллизиева круга, оставляя в стороне вопрос о его функциональных возможностях. Длительная регистрация ЭЭГ во время пальцевого сдавления сонной артерии на шее на стороне патологии (проба Матаса) дает представление об адекватности коллатералей мозговых сосудов [20,24,38]. Метод мониторинга ЭЭГ при этом позволяет выявить те изменения, которые могут возникнуть во время операции при выключении сонной артерии и установить устойчивость больного к прекращению кровотока по ней. Однако, это исследование имеет недостаток: трудно контролировать степень пальцевого пережатия сосуда и могут быть получены как фальшнегативные, так и фальшпозитивные результаты. Этот метод становится более информативным при комплексном исследовании, включающем методы, характеризующие состояние мозгового кровообращения при пальцевом сдавлении, такие как доплерография, а также реже используемая в настоящее время реоэнцефалография. Более адекватным является мониторинг ЭЭГ во время временного выключения сонной артерии баллоном-катетером во время эндоваскулярного вмешательства. Этот метод позволяет адекватно оценить состояние коллатерального кровообращения по изменениям биоэлектрической активности мозга, а также прогнозировать возможные ишемические осложнения во время операции, сопровождающейся временным или стационарным выключением мозговых сосудов (как при внутрисосудистых, так и при интракраниальных вмешательствах) [65,20,24].

Появление на ЭЭГ изменений в виде односторонних медленных волн большой амплитуды, может свидетельствовать о неадекватности мозгового коллатерального кровообращения. Появление острых импульсов, частых колебаний и негрубой медленной активности - говорит о не вполне адекватном кровообращении. Отсутствие дополнительных изменений свидетельствует о сохранном коллатеральном кровотоке. Характеристика коллатерального кровообращения мозга используется также в хирургии опухолей кавернозного отдела, при которой осуществляется временное выключение сонной артерии, для уменьшения кровотечения из опухоли. Проведение длительного, в течение всей операции, мониторинга спонтанной электрической активности мозга позволяет контролировать ход операции, уловить начало развивающихся осложнений, способствовать их предупреждению и коррекции.

Во время интракраниальных операций, помимо мониторинга скальповой ЭЭГ, отражающей функциональное состояние всего мозга и его реакцию на выключение из кровообращения одного из мозговых

сосудов, используют метод ЭКоГ, с наложением электродов непосредственно на кору мозга в бассейне кровоснабжения оперируемого сосуда, для определения очагов возможной локальной ишемии [13,23]. Желательно одновременное применение как скальповой ЭЭГ, так и ЭКоГ. Это дает возможность оценить как общее состояние мозга, так и отдельных его регионов, вовлеченных в патологический процесс, или в бассейне выключенного сосуда. Аналогичные цели преследует мониторинг спонтанной биоэлектрической активности мозга при эндартерэктомии сонной артерии. Этим исследованиям посвящено большинство работ по мониторингу функционального состояния мозга во время оперативных вмешательств. Применение скальповой ЭЭГ в этих случаях наиболее удобно, т.к. операция осуществляется на шее, без повреждения черепа, как при нейрохирургических манипуляциях. При эндартерэктомиях приходится временно выключать сонную артерию из кровообращения. При этом учитывается состояние коллатерального кровообращения, определяемого, как было сказано ранее, методом ангиографии и с помощью мониторинга ЭЭГ во время пальцевого сдавления сонной артерии, а также методом эндовазального временного выключения сонной артерии баллоном-катетером. При этом должны учитываться неблагоприятные для проведения операции моменты (факторы риска): возраст пациентов старше 50 лет, изменения сосудистой стенки, ее реактивность, наличие гипертонической болезни и др. Мониторный контроль функций мозга по изменениям его биоэлектрической активности в этих случаях наиболее важен, т.к. позволяет в условиях повышенного риска для мозга проследить динамику ЭЭГ при выключении сонной артерии и предупредить возникновение возможных ишемических нарушений [22,23,37,38,40,50].

Интраоперационный мониторинг спонтанной биоэлектрической активности мозга незаменим в хирургии эпилепсии. Подобные операции осуществляются после длительного клинического исследования, включающего неврологическое, психологическое исследования и методы визуализации: АГ, КТ, МРТ и др. В число этих исследований входит и предоперационное исследование ЭЭГ [8,10,16,64,68]. Причиной эпилептического синдрома, помимо очагов эпилепсии, могут быть опухоли мозга, каверномы, артерио-венозные мальформации, ликворные кисты, последствия черепно-мозговой травмы. На ЭЭГ при этом при длительной регистрации с применением функциональных провоцирующих проб, выявляют фокус эпилептической активности. В этих случаях большую помощь оказывает картирование мозга и использование программы "Brain Lok", основанной на трехмерной локализации источника [4]. Во время операций, проводимых с целью удаления патологического образования и фокуса

эпи-активности, мониторинг биоэлектрической активности мозга позволяет определить размер оперативного вмешательства и величину оптимальной резекции коры для удаления очага эпи-активности и минимального повреждения мозга. Для этих целей используют ЭКоГ. Наряду с этим, монитор ЭКоГ используется при операциях удаления опухолей мозга для идентификации функциональных центров речи, двигательных, чувствительных, что помогает нейрохирургу осуществлять операции с наименьшими повреждениями мозга [27].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ: Мониторинг функций мозга по данным регистрации его спонтанной биоэлектрической активности нашел в настоящее время широкое применение в клинической практике, в частности, в нейроанестезиологии и нейрохирургии, для оценки состояния мозга при операциях на его сосудах, требующих снижения АД (управляемая гипотония) или выключения из кровотока сосуда, несущего аневризму, при хирургии в области кавернозного синуса, при каротидной эндартерэктомии. Наряду с этим мониторинг ЭЭГ осуществляется при временной или стационарной окклюзии сосудов баллоном-катетером, а также для характеристики коллатерального кровообращения мозга. Кроме того большое значение мониторинг электрической активности мозга имеет в анестезиологической практике для решения чисто анестезиологических задач - определения глубины наркоза, для осуществления контроля ведения анестезии и выхода из нее, а также для определения действия на мозг того или иного анестетика. Естественно, что постоянно продолжается совершенствование метода его упрощение как в регистрации биоэлектрической активности мозга, так и в ее анализе.

Литература.

1. Аиоеи I.E. Iae?ioeoeieiaae?aneea iniiau yeaeo?e?aneie aeoeaiinoe aieiaiai iicaa. // A ei.: Iniiaua aii?inu yeaeo?ioeoeieiaae oai?aeuie ia?aiie nepoaiu. AI ONN?, 1962, №.132-163.
2. Беритов И.С. Структура и функции коры большого мозга. М. Наука. 1969, 523 с.
3. Бородин С.М., Гриндель О.М., Болдырева Г.Н. и др. Динамика спектрально-когерентных характеристик ЭЭГ человека в норме и при патологии мозга. // Журн.В.Н.Д., 1987, т.37, с. 22-30.
4. Гнездицкий В.В., Коптелов Ю.М., Новожилов В.И. Возможности трехмерной локализации источников на основе модели эквивалентного диполя. // Журн.В.Н.Д., 1981, т.31, с. 323-332.
5. Гриндель О.М. Оптимальный уровень когерентности ЭЭГ и его значение в оценке функционального состояния мозга человека. // Журн.В.Н.Д. 1980, т. 30, с. 62-70.
6. Гусельников В.И. Электрофизиология головного мозга. М. Высшая школа. 1976, 423 с.
7. Ефуни С.Н. Электроэнцефалография в клинической анестезиологии. М. Медицина, 1969.
8. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии. Изд. Таганрогского Гос. Радиотехнического университета, 1996, 357 с.
9. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней. 2-е изд. М. Медицина, 1991.
10. Карлов В.А. Эпилепсия. М. Медицина. 1990.
11. Клиническая электроэнцефалография. Под ред. В.С.Русинова. М. Медицина, 1973, 340 с.
12. Кожевников В.А., Мещерский Р.М. Современные методы анализа электроэнцефалограммы. М. Из-во мед. лит-ры, 1963, 327 с.

13. Майорчик В.Е. Клиническая электрокортикография. Л. Медицина, 1964, 228 с.
14. Мозг. М. Мир. 1982, 279 с.
15. Окс С. Основы нейрофизиологии. М. Мир, 1969, 448 с.
16. Пенфильд О., А?ania? А. Yieeainey e oioeoeiaeuia? aiaoiiey aieiaiai iicaa ?aeiaaea. I. le?,1958.
17. I?aei? I.O. liieoi?iue eiio?ieu oioeoee iicaa. I. laaeoeia,1982. 327 n.
18. I?aei? I.O. Yeaeo?iyioaoaeia?aiia i?e ino?ie aiienee iicaa. I. laaeoeia, 1979, 343 с.
19. Русинов В.С., Гриндель О.М., Болдырева Г.Н., Вакар Е.М. Биопотенциалы мозга человека. Математический анализ. М.Медицина, 1987, 256 с.
20. Сазонова О.Б., Сербиненко Ф.А., Смирнов Н.А., и др. Динамика функционального состояния мозга при эндовазкулярных операциях по поводу артериальных аневризм внутренней сонной а?oa?ee. // ?урн. Вопр. Нейрохир., 1987, № 5, с. 30- 38.
21. Сазонова О.Б., Бородкин С.М., Лубнин А.Ю., и др. Интраоперационный мониторинг ЭЭГ у больных с артериальными аневризмами сосудов мозга. // Анест. и реан., 1991, № 6, с. 14-19.
22. Сазонова О.Б., Бородкин С.М., Лубнин А.Ю., Баранов О.А. Интраоперационная диагностика церебральной ишемии с помощью компьютерного анализа ЭЭГ. // В кн: Нейроанестезиология и интенсивная терапия. С-Петербург, 1991, с. 63- 68.
23. Сазонова О.Б., Лубнин А.Ю. Прогнозирование ишемических осложнений во время операций на сосудах мозга с помощью электрокортикографии. // В кн: Мат. Съезда нейрохирургов России, Екатеринбург, 1995, с. 271.
24. Сазонова О.Б., Машеров Е.Л. Оценка коллатерального кровообращения мозга с использованием картирования ЭЭГ, когерентности и средней частоты. // В кн: Новые диагностические технологии. М.1996, с. 122.
25. Уолтер Г. Живой мозг. М. Мир. 1966. 300 с.
26. Федин А.И. Компрессионный спектральный анализ ЭЭГ у больных с нарушениями сознания при мозговом инсульте. // Журн. Невропат. и психиат., 1981, т. 81, с. 1337-1361.
27. Щекутьев Г.А., Коновалов А.Н., Лукьянов В.И. и др. Идентификация и слежение за состоянием лицевого нерва во время удаления опухолей мостомозжечкового угла. // Журн. Вопр. Нейрохир., 1998, № 3, с. 19-24.
28. Adams J.H., Brierley J.B, Connor R.C.R. et. al.. The effects of systemic hypotension upon the human brain. Clinical and neuropathological observations in 11 cases. // Brain, 1966, V. 89, p. 235-241.
29. Archibald J., Drazkowski J. Clinical Applications of Compressed Spectral Analysis (CSA) in OR / ICU Settings.// Am. J. EEG Technol., 1985, V. 25, p. 13-36.
30. Beecher Y.R., Mc Donough F.K. Cortical action potentials during anaesthesia. // J. Neurophysiol., 1938, V. 1, p. 324-328.
31. Bergamini L., Bergamasco B., Mobelli A.M. et al.. Autocorrelation analysis of the EEG in coma. // Schweiz. Arch. Neurol., Neurochir., Psychiat., 1966, V. 97, p. 11-17.
32. Berger H. Uber das electroenkephalogramm des Menschen. // Arch.Psychiat.Nervenkt. 1929 V.87 p. 527.(Oeo. ii P.Gloor. // EEG clin. Neurophysiol., Suppl., 1969, V.28, p.43.)
33. Brierley J.B. Brown A.W.,Excell B.J. et al.. Brain Damage in the Rhesus monkey resulting fromprofound arterial hypotension. // Brain Res., 1969, V.13, p. 68-75.
34. Brierley J.B., Prior P.F., Calverley J. Et al.. Profound Hypoxia in Papio anubis and Macaca Mulatta. Physiological and neuropathological effects. // J. neurol. Sci., 1978, V. 37, p.1-17.
35. British Journal of Anaesthesia. Deliberate hypotension in anaesthesia. Special issue. 1975, V. 47, p.743.
36. Carson I. N. Recovery from anaesthesia. // Proc. Roy. Soc. Med., 1975, V. 68, p. 108.
37. Chemtob G., Kears L. The Use Electroencephalography in Carotid Endarterectomy. // Int. Anesth. Clin. 1990 V. 28 p. 143-146.
38. Cherry K., Roland C., Hallet J. et al.. Stump Pressure, contralateral carotid artery, and Electroencephalographic Changes. // Am. J. Surg. 1991, V.162, p.185-189.
39. Courtin R.F., Bickford R.G.,Faulconer A. The classification and significancy:of EEG-patterns prodused by nitrous oxid-ether anesthesia during surgical operations.// Proc. Mayo Clin. 1950.V.25 p.197.
40. Craft R.M., Losasso T.,Perkins W, et al.. EEG Monitoring for cerebral ischemia during carotid endarterectomy. // EEG clin. Neurophyisiol., 1992, V. 84 p.426- 432.
41. Dumermuth G., Gasser T., The computation of EEG bispectra.// Comput Progr. Biomed. 1978 V.8 p. 235-242.
42. Eckenhoff J.E., Enderby G.E., Larson G.E.H.A. et all Human cerebral circulation during deliberate hypotension and head -up tilt. // J. Appl. Physiol. 1963. V.18 p.1130-1133.
43. Faulconer A.Jr., Bickford R.G. Electroencephalography in Anaesthesiology. Thomas, Springfield, Illinois, 1960.

44. Gan t.J., Glass P.S., Windsor A. et al Bispectral index monitoring allows faster emergence and improved recovery from propofol, alfentanil and nitrous oxid anesthesia.// *Anesthesiology*.1977. V.87 p.808-815.
45. Hall J.D., Lockwood G.G. Bispectral index: comparison of two montages. // *Brit. J. Anaesth.*1998. V.80 p.342-344.
46. Hanowell, Soriano S., Bennett H. EEG Power Changes are more Sensitive than Spectral Edge Frequency Variation for Detection of Cerebral Ischemia During Carotid Artery Surgery: A Prospective Assessment of Processed EEG Monitoring.// *J.Cardiothor. Vasc. Anesth.* 1993. V.6 p. 292-294.
47. Harp J.R., Wollman H. Cerebral metabolic effects of hyperventilation and deliberate Hypotension. // *Brit J. Anaesth.* 1973. V.45 p. 256-262.
48. Iuan A. Garsia, Pilar Rubio Electroencephalographia in neurosurgery. // In: *Manual of neurosurgery*. Churchill Livingstone, 1996.
49. Jasper H.H. Report of the Committee on Methods of Clinical Examination in Electroencephalography. // *EEG clin. Neurophysiol.* 1958. V.10 p.370-375.
50. John ER, Prichop LS, Chabot RJ, et al. Monitiring Brain-Functin During Cardiovascular Surgery: Hypoperfusion vs Microembolism as the Major Cause of Neurological Damage During Cardiopulmonary Bypass. // *Heart & Brain, Brain & Heart*. Springer-Verlag.1989.p.405-421.
51. Kresowik T., Worsey J, Khoury M, et al. Limitations of Electroencephalographic Monitoring in the detection of Cerebral Ischemia Accompanying Carotid Endarterectomy.// *J. Vasc. Surg.* 1991.V13 p. 439-443.
52. Levy W, Shapiro H, Maruchak G, et al. Automated EEG Processing for intraoperative Monitoring. // *Anesthesiology*. 1980.V.53 p.223-236.
53. Lopes da Silva F.H. The state of data procesing in clinical neurophysiology i n Europe. // *EEG clin. Neurophysiol.* 1973.V.34 p.79-798.
54. Maynard D.E. Development of the CFM: the cerebral function analysing monitir (CFAM). // *Ann.Anaesth.Franc.* 1979 T.20 p.253-259.
55. Maynard D.E. The cerebral function analyser monitor (CFAM). // *EEG clin. Neurophysiol.* 1977. V.43 p.479-483.
56. McGillivray B., Kennedy J. An automatic EEG monitor using analogue techniques. // *EEG clin. Neurophysiol.* 1969. V.35 p.65-68.
57. Mc Dowall D.G. Monitoring the brain. // *Anesthesiology*. 1976. V.45 p.117-123.
58. Mc Dowall D.G., Cerebral function, cerebral metabolism and cerebral blood flow: interactions during general anaesthesia. // *Rev. EEG Neurophysiol.* 1977. V.23 p.142-147.
59. Nilsson B., Norberg K, Siesjo B.K. Biochemical events in cerebral ischaemia . // *Brit J. Anesth.*1975. V.47 p.751-755.
60. Nilsson E., Ingvar D.H. EEG findings in neuroleptanalgesia.// *Acta Anaesth. Scand.*, 1967. V.11 p.121-126.
61. *Postgraduated Medical Journal*. Deliberate hypotensoin. 1974.V. 50 p.553.
62. Prior P.F., Maynard D.E., Brierley J.B. Use of cerebral function analyser monitor (CFAM). // *EEG clin. Neurophysiol.* 1977.V.43 p. 530-537.
63. Prior P.F., Maynard D.E., Brierley J..B. EEG-monitoring for control of anaesthesia produced by Althesin infusion in primates. // *Brit. J. Anaesth.* 1978. V.50 p.993-997.
64. Prior P.F., Virden R.S. Maynard D.E. An EEG device for monitoring epileptic seizure discharges. // *Epilepsia.* 1973. V.14 p.367-371.
65. Rosenwasser R, Jimenez D, Wending W, et al. Routine Use of Etomidate and Temporary Vessel Occlusion During Aneurysm Surgery *Neurol. Res.* 1991. V.13 p.224-228.
66. Schwartz D., Bloom M.,Pratt R. Intraoperative Monitoring of the Processed Electroencephalogramm.// *Semin. Hear.* 1988. V.9 p. 153-163.
67. Schwarz M.S., Colvin M.P., Prior P.F. The cerebral function monitor. Its value in predicting the neurological outcome in patients undergoing cardiopulmonary by-pass. // *Anaesthesia.* 1973. V.28 p. 611-616..
68. Woods J.S., Ives J.R., Gloor P. Prolonged EEG recordings in patients with generalised epilepsy.