



*Российская Академия Наук*

*Отделение медицинских наук*

**С.С. Петриков, А.А. Солодов**

# **Нейромониторинг**

Москва 2017

УДК 616-085  
ББК 56.13  
П29

ISBN 978–5–906906–94–6

© Российская академия наук, 2017  
© С.С. Петриков, А.А. Солодов, 2017

# Нейромониторинг

С.С. Петриков, А.А. Солодов

Нейромониторинг – это совокупность специфических методов оценки состояния головного мозга, включающая определение ВЧД, церебрального кровотока, оксигенации, метаболизма и функции мозга. Нейромониторинг является важной частью интенсивной терапии больных с острой церебральной недостаточностью, находящихся в критическом состоянии.

## 1. Мониторинг гемодинамики

В настоящее время в распоряжении анестезиолога-реаниматолога существует множество методов оценки системной гемодинамики. Наиболее часто используют инвазивное измерение АД.

### **Инвазивное измерение артериального давления**

Инвазивное измерение позволяет в непрерывном режиме оценивать АД и вовремя диагностировать и лечить эпизоды артериальной гипотензии [1]. При одновременном измерении ВЧД мониторы автоматически рассчитывают ЦПД (рис. 1).

Для инвазивного мониторинга АД катетеризируют лучевую артерию и через соединительную трубку, заполненную физиологическим раствором, к катетеру подсоединяют датчик давления. Перед катетеризацией лучевой артерии необходимо оценить сохранность коллатерального кровотока по артериальной ладонной дуге [1]. Для этого проводят пробу Аллена. Одновременно пережимают как лучевую, так и локтевую артерии, прекращая кровоснабжение кисти. Затем отпускают локтевую артерию, сохраняя компрессию лучевой, и оценивают время, за которое цвет кисти становится розовым. Если цвет кожных покровов восстанавливается в течение 5 с, коллатеральное кровообращение в кисти считают сохранным. Если же бледность кожных покровов сохраняется, это означает, что коллатеральное кровообращение нарушено, и катетеризация лучевой артерии может привести к ишемическим расстройствам. В клинических условиях провести пробу Аллена не всегда возможно. В таких случаях на большой палец кисти больного надевают датчик для пульсо-

ксиметрии и оценивают амплитуду плетизмографической кривой и показатель сатурации. Пережимают лучевую артерию и определяют динамику амплитуды волны и данных сатурации. Если указанные параметры не изменились, то коллатеральный кровоток считают сохранным. Для правильной оценки ЦПД датчик для измерения АД следует фиксировать на уровне отверстия Монро (проецируется на середину расстояния между наружным углом глазницы и наружным отверстием наружного слухового прохода).

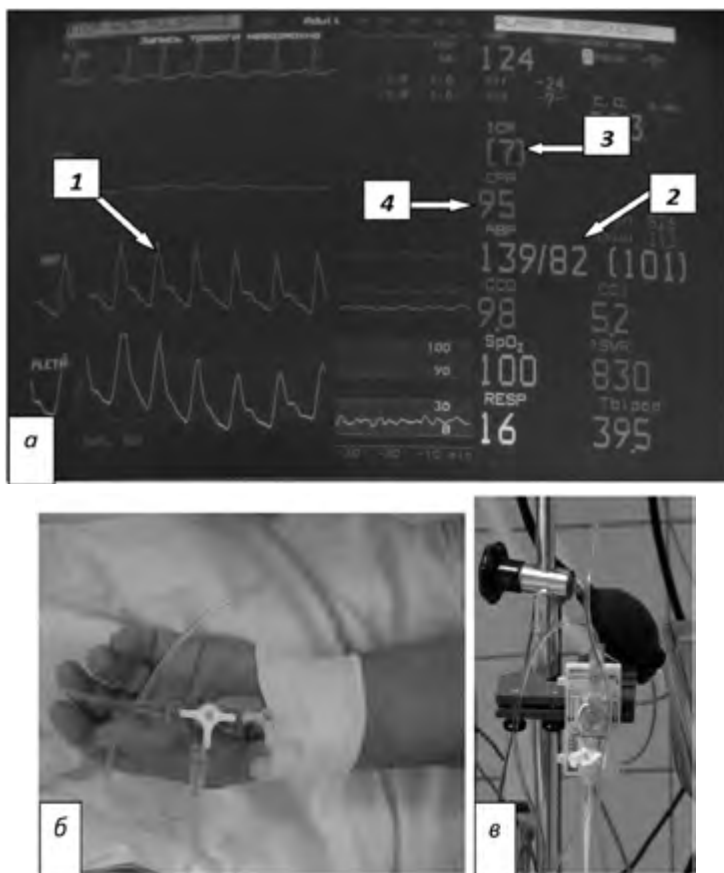


Рис. 1. Инвазивное измерение АД: а – общий вид экрана прикроватного монитора: 1 – кривая АД; 2 – АД (систолическое/диастолическое (среднее)); 3 – ВЧД; 4 – ЦПД; б – катетер, установленный в лучевую артерию для измерения АД и взятия проб артериальной крови; в – датчик для измерения АД.

### Транспульмональная термодилуция

У пациентов, находящихся в критическом состоянии, для определения основных параметров работы сердца наиболее часто используют транспульмональную термодилуцию.

Для проведения измерений катетеризируют одну из подключичных или внутренних яремных вен, а также устанавливают специальный катетер с термистором в бедренную артерию в проксимальном направлении. Артериальный доступ позволяет осуществлять постоянный мониторинг показателей системной гемодинамики, температуры крови и забор проб артериальной крови. В катетер, установленный в центральную вену, вводят холодный раствор, температуру которого фиксирует специальный термодатчик. После прохождения малого круга кровообращения холодную метку улавливает термодатчик, расположенный в бедренной артерии. По полученным данным монитор выстраивает кривую термодилуции и рассчитывает параметры системной гемодинамики. Методика транспульмональной термодилуции позволяет оценивать сердечный выброс, преднагрузку сердца, периферическое сосудистое сопротивление, внесосудистую воду в легких и другие важные параметры системной гемодинамики (табл. 1, рис. 2). Для улучшения индивидуальной оценки измеряемых параметров их принято оценивать в отношении к площади поверхности тела, выраженной в квадратных метрах ( $m^2$ ).

## 2. Измерение внутричерепного давления

ВЧД представляет собой разницу между давлением в полости черепа и атмосферным давлением. Измерение ВЧД позволяет

Табл. 1. Нормальные значения основных показателей системной гемодинамики, определяемых с помощью транспульмональной термодилуции.

Показатель	Норма
Сердечный индекс	3–5 л/мин/ $m^2$
Индексированный глобальный конечно-диастолический объем крови	680–800 мл/ $m^2$
Индексированное общее периферическое сосудистое сопротивление	1200–2000 дин $\times$ с $\times$ см <sup>-5</sup> / $m^2$
Индексированная внесосудистая вода легких	3–7 мл/кг
Вариабельность ударного объема	<10 %



Рис. 2. Внешний вид монитора для транспульмональной термодилуции.

выявить ВЧГ, оценить ее выраженность и рассчитать ЦПД. ВЧГ вызывает увеличение сопротивления церебральному кровотоку, а также развитие дислокационного синдрома и вклинения ствола мозга [1]. Наличие ВЧГ является жизнеугрожающим состоянием, требующим немедленного лечения.

Нормальные значения ВЧД зависят от возраста и положения тела. Так, например, у взрослого человека в положении на спине нормальные значения ВЧД составляют 7–15 мм рт. ст., у новорожденных – 1,5–6,0 мм рт. ст., у детей – 3–7 мм рт. ст. [2, 3]. Показанием к терапии как у детей, так и у взрослых считается стойкое увеличение ВЧД выше 20 мм рт. ст. [1].

Показанием для начала мониторинга ВЧД у пострадавших с тяжелой ЧМТ является угнетение уровня бодрствования до комы при наличии изменений, выявленных при КТ головного мозга, в виде гематомы, очагов ушибов, отека мозга или аксиальной дислокации [4]. При отсутствии изменений по данным КТ головного мозга в расчет принимают наличие как минимум 2 факторов:

- возраст больного старше 40 лет;
- появление одно- или двусторонних позотонических реакций;
- наличие артериальной гипотензии (систолическое АД <90 мм рт. ст.).

Установлено, что у пострадавших с тяжелой ЧМТ при наличии 2 названных выше факторов частота развития ВЧГ составляет 60 %, а при наличии лишь 1 фактора – 4 %.

Показанием к началу мониторинга ВЧД у больных с нетравматическим внутричерепным кровоизлиянием является прогрессирующее угнетение уровня бодрствования до 10 баллов и менее по шкале комы Глазго, а у больных с опухолями мозга – угнетение уровня бодрствования до комы (до 8 баллов и менее по шкале комы Глазго).

Для прямого определения ВЧД используют различные датчики и системы [9]. По расположению в полости черепа все датчики подразделяют на желудочковые, паренхиматозные и эпидуральные или субдуральные (рис. 3).

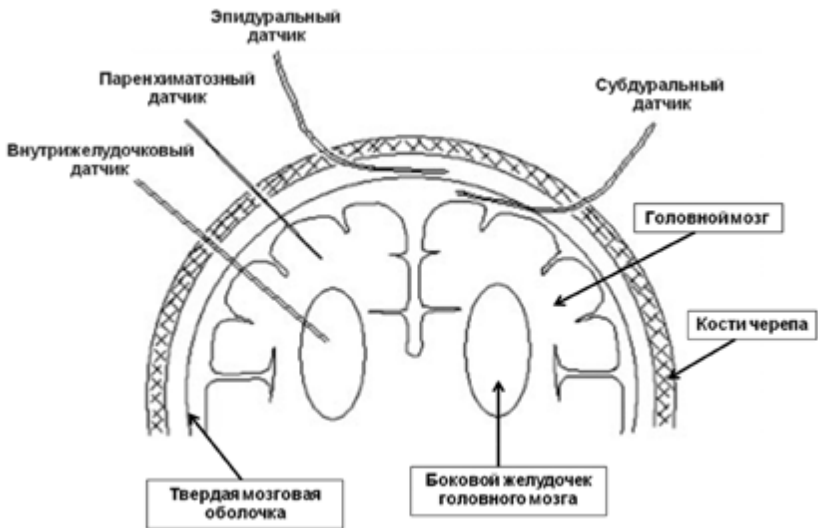


Рис. 3. Схема расположения датчиков для измерения ВЧД в полости черепа.

### Внутрижелудочковое измерение ВЧД

Внутрижелудочковое расположение датчика является наиболее точным способом измерения давления в полости черепа. Исторически измерение ВЧД в желудочках головного мозга используют в качестве референсного стандарта для сравнения точности мониторинга ВЧД в других внутричерепных пространствах. Основное преимущество внутрижелудочкового измерения – возможность одновременного определения ВЧД и удаления ЦСЖ.

Техника установки внутрижелудочковых датчиков основана на выполнении классической вентрикулостомии (пункции желу-

дочков мозга из точки Кохера, Денди или Кина). Датчики устанавливают в полость черепа либо непосредственно через фрезевое отверстие в кости черепа, предварительно с обязательным проведением датчика через подкожный тоннель (контрапертуру) для профилактики инфекционных осложнений, либо через специальное фиксирующее устройство bolt, вкручивающееся в кость черепа и позволяющее надежно фиксировать датчик (рис. 4, 5).

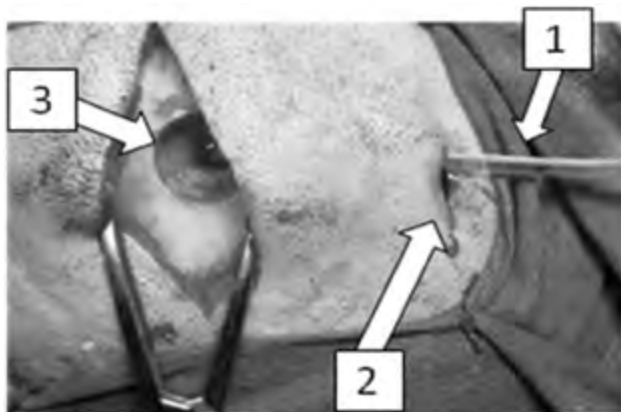


Рис. 4. Установка вентрикулярного датчика для измерения ВЧД Air-Pouch Probe, 3XL (Spiegelberg, Германия): 1 – вентрикулярный датчик; 2 – подкожный тоннель; 3 – фрезевое отверстие.

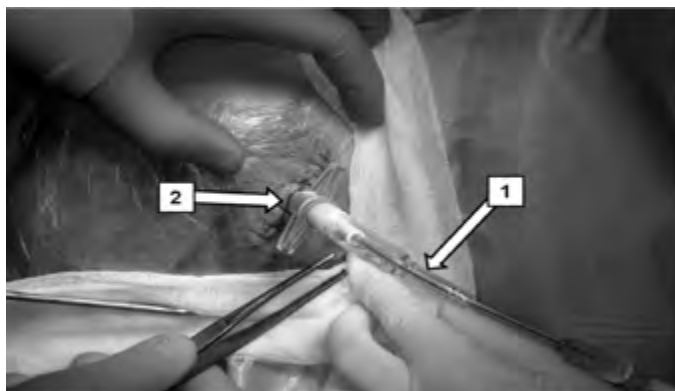


Рис. 5. Установка вентрикулярного датчика для измерения ВЧД Camino (Integra, США): 1 – вентрикулярный датчик; 2 – фиксирующее устройство bolt.



Для внутрижелудочкового измерения ВЧД используют следующие системы:

- внутрижелудочковый дренаж, подключаемый к тензотрическому датчику измерения давления;
- двухпросветный пневматический датчик. Один просвет датчика необходим для измерения ВЧД посредством раздувания воздухом баллончика, расположенного на конце датчика, другой – для сброса ЦСЖ;
- интегрированный в внутрижелудочковый дренаж датчик микродеформации (микрочип) или фиброоптический датчик.

### **Паренхиматозное измерение ВЧД**

Чаще всего измерение ВЧД в паренхиме головного мозга используют при невозможности установить датчик в просвет желудочков. Точность паренхиматозного измерения ВЧД соответствует внутрижелудочковому методу определения ВЧД (как референсного метода оценки).

Паренхиматозные датчики, как и вентрикулярные дренажи, устанавливают в полость черепа либо через контрапертуру и фрезевое отверстие в кости черепа, либо через фиксирующее устройство bolt [9]. Для проведения измерений датчики располагают непосредственно в веществе головного мозга на глубине 15–20 мм, в лобной или височной доле мозга, контралатерально основному очагу повреждения. При двусторонних поражениях датчик устанавливают в лобной или височной доле недоминантного полушария головного мозга. Преимуществами паренхиматозного измерения ВЧД по сравнению с внутрижелудочковым методом являются низкий риск травматизации вещества мозга, развития инфекционных осложнений и простота установки датчика.

В настоящее время для паренхиматозного измерения ВЧД используют различные датчики:

- пневматический датчик с раздуваемым воздухом баллончиком на конце;
- датчик микродеформации (микрочип);
- фиброоптический датчик.

### **Эпидуральное и субдуральное измерение ВЧД**

Преимуществами измерения ВЧД в эпидуральном или субдуральном пространстве по сравнению с внутрижелудочковым и паренхиматозными методами являются простота установки датчика и меньшая вероятность травматизации вещества мозга. Одна-

ко метод эпидурального или субдурального определения ВЧД не обладает необходимой точностью измерения. Значения ВЧД могут быть недостоверными при его повышении или при локальном давлении, оказываемом непосредственно на датчик костными структурами черепа. В связи с этим эпидуральное или субдуральное расположение датчиков для измерения ВЧД используют все реже.

### **Осложнения инвазивного мониторинга ВЧД**

Мониторинг ВЧД может сопровождаться развитием инфекционных осложнений и формированием внутричерепных гематом [9]. Наибольшую частоту инфекционных осложнений наблюдают при желудочковом измерении ВЧД (5–50 %) по сравнению с паренхиматозным расположением датчиков (4–8 %). Частоту инфекционных осложнений можно снизить за счет их профилактики: строгого соблюдения правил асептики при установке датчиков ВЧД и при дальнейшем ведении больных с инвазивным мониторингом ВЧД, применения закрытых систем для сброса ЦСЖ, контроля клеточного и биохимического состава ЦСЖ (определяют соотношение количества эритроцитов к лейкоцитам, концентрацию глюкозы и лактата). В большинстве проведенных исследований по оценке систем мониторинга ВЧД не зафиксировано геморрагических осложнений после имплантации датчиков в полость черепа. В среднем частота возникновения внутричерепных гематом, связанных с установкой датчиков ВЧД, составляет 1%.

Критерии прекращения мониторинга ВЧД всегда индивидуальны. Мониторинг ВЧД прекращают при его стабилизации и отсутствии эпизодов ВЧГ в течение 24–48 ч.

## **3. Методы оценки мозгового кровотока**

Поддержание нормального МК (55 мл на 100 г вещества мозга в минуту) является одной из важнейших задач интенсивной терапии больных с острой церебральной недостаточностью. Существующие в настоящее время методы мониторинга позволяют определять глобальный и регионарный объемный кровоток, а также оценивать ЛСК в ОА головного мозга [1, 7, 12].

В нейрореанимационной практике используют следующие методы оценки МК:

- методика Кети–Шмидта;
- термодиффузия;
- ТКДГ.

Метод Кети - Шмидта позволяет с высокой точностью проводить количественную оценку мозгового кровотока в мл на 100 г вещества мозга в минуту. Методика была разработана в 1948 году S. Kety и C. Schmidt и основана на ингаляции закиси азота ( $N_2O$ ) с последующим измерением концентрации  $N_2O$  в периферической артериальной крови и в луковице яремной вены. По полученным данным на основании принципа Фика рассчитывают мозговой кровоток. Принцип Фика основан на том, что концентрация в ткани мозга вещества, которое не метаболизируется мозгом и легко диффундирует в него, пропорциональна разнице концентрации этого вещества в притекающей артериальной и оттекающей венозной крови. Таким образом, при увеличении мозгового кровотока артерио – венозная разница в концентрации  $N_2O$  будет уменьшаться, а при снижении мозгового кровотока – увеличиваться. Метод Кети – Шмидта был модифицирован для использования не только закиси азота, но и других газов (например, криптон и ксенон). Методика позволяет определять только глобальный мозговой кровоток и не дает возможности определения кровотока в различных областях головного мозга.

**Метод термодиффузии** является единственной возможностью количественной оценки регионарного объемного МК в постоянном режиме, непосредственно у кровати больного (рис. 6).



Рис.6. Оборудование для измерения МК методом термодиффузии: а – внешний вид прибора; б – паренхиматозный датчик с пассивным (1) и активным (2) термисторами.

В вещество головного мозга устанавливают специальный датчик с 2 термисторами. Проксимальный (пассивный) термистор определяет температуру мозга, а дистальный – активно нагревается. МК рассчитывают по формуле:

$$\text{МК (мл/100 г вещества мозга/мин)} = K \times (1 / V - 1 / V_0),$$

где  $K$  – константа теплопроводности головного мозга;  $V$  – разность электрического напряжения между 2 термисторами;  $V_0$  – разность электрического напряжения между 2 термисторами при отсутствии кровотока.

**ТКДГ** является неинвазивным методом оценки ЛСК по магистральным сосудам шеи и головного мозга [5, 10]. Его принцип основан на феномене изменения частоты УЗ-волны при отражении от движущихся форменных элементов крови. Допплерограмма – графическое представление распределения линейных скоростей эритроцитов в исследуемом участке артерии за сердечный цикл. Дуплексная (двойная) доплерография позволяет одновременно проводить эхотомографию и доплерографию, что обеспечивает визуализацию на экране монитора не только функциональных показателей МК, но и структурно-морфологического изображения экстра- и интракраниальных сосудов.

Показаниями для проведения ТКДГ являются [1, 6, 8]:

- диагностика и динамическая оценка АС, развивающегося после разрыва артериальных аневризм головного мозга;
- оценка состояния ауторегуляции МК;
- неинвазивная диагностика ВЧГ.

Стандартный протокол ТКДГ включает определение систолической ЛСК (ЛСКс), диастолической ЛСК (ЛСКд) и средней ЛСК (ЛСКср) во внутренних сонных, средних, передних, задних мозговых и базилярной артериях (табл. 2). Рассчитывают полушарный индекс кровотока (ИЛ), который представляет собой отношение ЛСКср в СМА к ЛСКср в экстракраниальном сегменте ВСА (в норме до 3). При АС вследствие САК после разрыва артериальной аневризмы ИЛ увеличивается до 6–9.

Состояние ауторегуляции МК оценивают с помощью компрессионного теста по коэффициенту овершута (КО) (отношение ЛСКср первого пика после прекращения компрессии ипси-

Табл. 2. ЛСКс в магистральных артериях головного мозга в разных возрастных группах.

Артерия	ЛСКс ± стандартное отклонение, см/с			
	18–30 лет	31–40 лет	41–60 лет	61 год и старше
СМА	111 ± 14	96 ± 11	92 ± 11	84 ± 15
ПМА	80 ± 17		81 ± 20	70 ± 20
ЗМА	61 ± 13		62 ± 21	54 ± 12
Базиллярная	61 ± 14		60 ± 17	54 ± 14

латеральной ОСА к ЛСКср в покое) (рис. 7) [8]. Нормальные значения КО – 1,2–1,5. При значениях КО, близких к 1,0, следует констатировать нарушение ауторегуляции МК. В качестве косвенного признака ВЧГ используют ПИ, который рассчитывают как отношение разности между ЛСКс и ЛСКд к ЛСКср (в норме 0,8–0,9) (рис. 8).

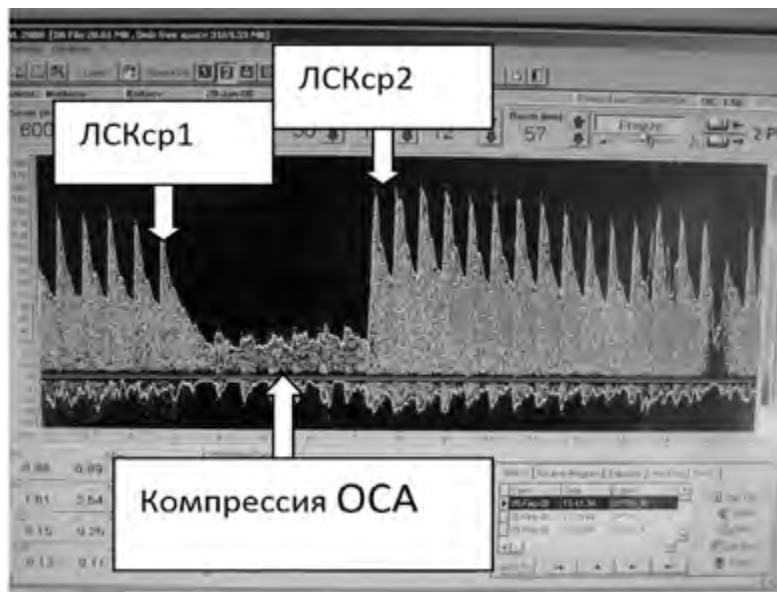


Рис. 7. Оценка ауторегуляции МК с помощью КО. ЛСКср1 меньше чем ЛСКср2, КО 1,3 (ауторегуляция сохранена).

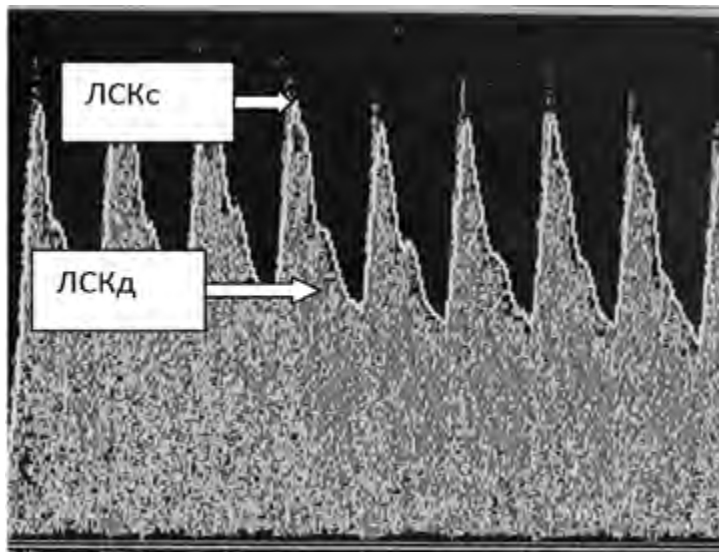


Рис. 8. Выявление ВЧГ с помощью ТКДГ. Допплерограмма больного с умеренной ВЧГ (ВЧД 22 мм рт. ст., ПИ 1,8).

Следует отметить, что методика доплерографии не позволяет определить объемные показатели кровотока и обладает высокой «оператор-зависимостью» (например, измеренная скорость кровотока может отличаться при изменении угла наклона датчика). При динамическом наблюдении за ЛСК желательно, чтобы все исследования выполнял один специалист.

#### **4. Методы оценки оксигенации и метаболизма мозга**

К методам оценки оксигенации и метаболизма головного мозга относят: измерение насыщения гемоглобина кислородом в яремной вене, прямое определение напряжения кислорода в ткани мозга, церебральную оксиметрию и микродиализ вещества головного мозга [1, 12].

##### **Югулярная оксиметрия**

Метод основан на определении уровня насыщения гемоглоби-

на кислородом в оттекающей от головного мозга венозной крови ( $SvjO_2$ ). Датчик для измерения  $SvjO_2$  устанавливают ретроградно в луковицу внутренней яремной вены. Можно использовать как обычный катетер для катетеризации центральных вен (рис. 9), так и специальный фиброоптический катетер. Установка центрального венозного катетера позволяет измерять  $SvjO_2$  дискретно в пробах крови, забираемых несколько раз в сутки.



Рис. 9. Ретроградная установка центрального венозного катетера в луковицу яремной вены для дискретной оценки насыщения гемоглобина кислородом.

Фиброоптический катетер дает возможность осуществлять постоянную югулярную оксиметрию с периодической калибровкой по данным  $SvjO_2$  в пробах венозной крови. Использование постоянного мониторинга улучшает выявляемость эпизодов ишемии и качество лечения больных.

После установки катетера необходимо верифицировать его положение с помощью рентгенографии шейного отдела позвоночника в боковой проекции. Кончик катетера должен проецироваться на уровень сосцевидного отростка височной кости (рис. 10). При смещении катетера в дистальном направлении результаты измерений искажаются из-за примеси экстрацеребральной крови.



Рис. 10. Рентгенограмма шейного отдела позвоночника в боковой проекции. Правильное положение кончика катетера указано стрелкой.

Имеются данные о неравномерности венозного оттока от головного мозга и различии показателей  $SvjO_2$  в правой и левой яремных венах. В связи с этим существуют 3 подхода к выбору стороны для проведения югулярной оксиметрии.

1. Катетер устанавливают в ипсилатеральную сторону основного поражения вены.

2. Определяют доминантную яремную вену либо с помощью доплерографии (определяют диаметр левой и правой яремных вен – доминантной считается вена большего диаметра), либо по изменению ВЧД при поочередном пережатии обеих яремных вен. Катетер устанавливают на стороне большего увеличения ВЧД. Если давление увеличивается одинаково с обеих сторон, то катетеризируют правую яремную вену, так как в подавляющем большинстве случаев она является доминантной.

3. При невозможности проведения доплерографии и измерения ВЧД катетеризируют правую яремную вену.



Показатель  $SvjO_2$  отражает взаимоотношения между доставкой и потреблением кислорода в головном мозге [1, 9, 12].

Доставка кислорода ( $DO_2$ ) является произведением сердечного выброса (CB) и содержания кислорода в артериальной крови ( $CaO_2$ ):

$$DO_2 = CB \times CaO_2.$$

Содержание кислорода в артериальной ( $CaO_2$ ) и оттекающей от мозга ( $CvjO_2$ ) крови рассчитывают по формуле:

$$CaO_2 = Hb \times 1,39 \times SO_2 + 0,0031 \times PO_2,$$

где Hb – концентрация гемоглобина;  $SO_2$  – насыщение гемоглобина кислородом;  $PO_2$  – напряжение кислорода.

Потребление кислорода ( $VO_2$ ) определяют путем умножения сердечного выброса на артериовенозную разницу по кислороду:

$$VO_2 = CB \times (CaO_2 - CvjO_2).$$

Количество кислорода, которое потребляет головной мозг, называют коэффициентом экстракции кислорода ( $O_2ER$ ) и определяют по отношению потребления кислорода к его доставке:

$$O_2ER = VO_2 / DO_2 \text{ или} \\ O_2ER = (CaO_2 - CvjO_2) / CaO_2.$$

С учетом идентичности концентрации гемоглобина в артериальной и венозной крови, а также ничтожного вклада напряжения кислорода в содержание кислорода в крови формулу упрощают:

$$O_2ER = (SaO_2 - SvjO_2) / SaO_2,$$

где  $SaO_2$  – насыщение гемоглобина кислородом в артериальной крови.

Поскольку больным с острой церебральной недостаточностью ИВЛ проводят дыхательными смесями с повышенным содержанием кислорода, то насыщение гемоглобина кислородом в артериальной крови у них всегда 100 % (или 1).

Таким образом, коэффициент экстракции кислорода для головного мозга вычисляют по следующей формуле:

$$O_2ER = 1 - SvjO_2.$$

Нормальными считают показатели  $SvjO_2$ , находящиеся в пределах 55–75 % при условии достаточной оксигенации артериальной крови. Таким образом, нормальные значения  $O_2ER$  для головного мозга составляют 25–45 %. Уровень  $SvjO_2 < 55\%$  считается проявлением ишемии головного мозга (рис. 11). Наиболее частыми причинами эпизодов десатурации являются низкое ЦПД, гипервентиляция, вазоспазм, анемия и гипоксемия. Увеличение  $SvjO_2 > 75\%$  ( $O_2ER < 25\%$ ) может свидетельствовать о развитии гиперемии головного мозга. Под гиперемией понимают избыточный объемный МК (>60 мл на 100 г вещества мозга в мин) – феномен «роскошной перфузии». Однако для более точной диагностики гиперемии необходимо в совокупности оценивать уровень ВЧД и объемную скорость МК (при гиперемии будет отмечаться увеличение ВЧД и объемной скорости МК). Необходимо учитывать, что  $SvjO_2$  может повышаться при наличии патологического артериовенозного сброса (например, при АВМ и травматическом каротидно-кавернозном соустье), значительном увеличении фракции кислорода во вдыхаемой смеси, выраженном ограничении кровотока в ишемизированных областях головного мозга, смерти мозга.

Югулярная оксиметрия является методом оценки глобальной церебральной оксигенации и может не отражать нарушений регионарной оксигенации головного мозга. Необходимо помнить, что проведение югулярной оксиметрии может сопровождаться осложнениями, связанными с выполнением пункции и катетеризации яремной вены. К ним относят повреждение сонной артерии, нервных стволов шейного сплетения, риск развития гнойно-септических осложнений и тромбоз яремной вены.

### **Прямое определение напряжения кислорода в веществе головного мозга**

Методика определения напряжения кислорода непосредственно в веществе головного мозга ( $PbrO_2$ ) с помощью специального полярографического электрода Кларка была впервые описана в 50-х гг. прошлого столетия. Принцип работы монитора  $PbrO_2$  основан на отдельной установке полярографического электрода и температурного датчика в вещество головного мозга (рис. 12).

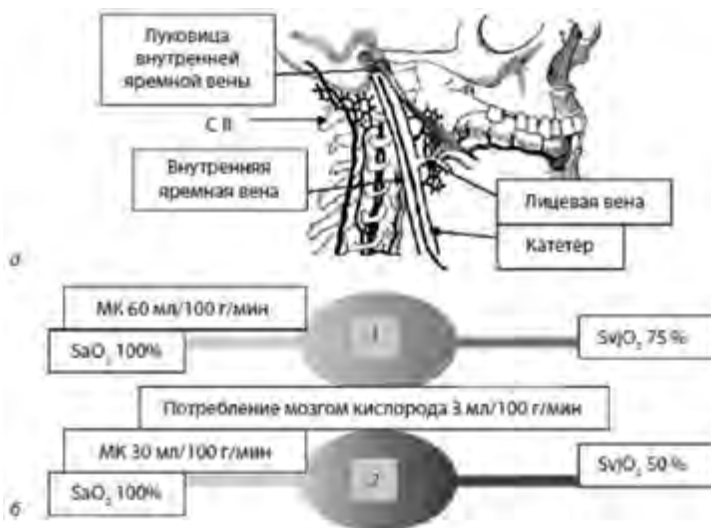


Рис. 11. Определение оксигенации головного мозга с помощью югулярной оксиметрии: а – схема установки катетера в луковицу яремной вены; б – изменение  $SvjO_2$  при избыточном (гиперемии) (1) и недостаточном (ишемии) (2) МК в условиях неизменного потребления кислорода. При гиперемии  $SvjO_2$  увеличивается, а при ишемии – снижается (Steiner L., Andrews P., 2006).



Рис. 12. Внешний вид прибора для измерения напряжения кислорода в веществе головного мозга LiCoх.

Принцип полярографического метода основан на диффузии кислорода через кислородопроницаемую мембрану в электролитный раствор с последующим превращением его в гидроксильные ионы. Указанная реакция приводит к появлению электрического тока, величина которого прямо пропорциональна концентрации кислорода в электролитном растворе.

Нормальные величины  $\text{PbrO}_2$  составляют 25–35 мм рт. ст. при напряжении кислорода в артериальной крови 80–100 мм рт. ст. Критически низкими значениями  $\text{PbrO}_2$  считают 8–15 мм рт. ст. [1, 12] Эпизоды снижения  $\text{PbrO}_2 < 10$  мм рт. ст. у больных с тяжелыми повреждениями головного мозга значительно увеличивают риск развития летального исхода.

Существуют факторы, ограничивающие ценность измерения  $\text{PbrO}_2$ :

- время, необходимое для «калибровки» датчика к условиям окружающей ткани, составляет 1–4 ч. Соответственно, истинные данные  $\text{PbrO}_2$  могут быть получены не раньше, чем через несколько часов после установки;
- датчик может располагаться рядом с крупными артериями, что может исказить данные в сторону завышения;
- огромное влияние на показатели  $\text{PbrO}_2$  оказывает изменение фракции кислорода во вдыхаемой смеси. По нашим данным, ее уменьшение с 1,0 до 0,3 приводит к снижению  $\text{PbrO}_2$  с  $46,8 \pm 11,8$  мм рт. ст. до  $19,6 \pm 4,4$  мм рт. ст.;
- напряжение кислорода отличается в различных участках головного мозга. При смещении датчика к корковым отделам на 1 см  $\text{PbrO}_2$  может увеличиваться на 10 мм рт. ст.

Наиболее важно добиваться мониторингования  $\text{PbrO}_2$  в зоне, прилегающей к месту первичного повреждения (penumbra), так как основной целью интенсивной терапии является улучшение оксигенации именно этих отделов мозга.

Определение напряжения кислорода в веществе мозга имеет важное значение в подборе уровня ЦПД и определении резервов ауторегуляции МК. Следует учитывать, что методика является регионарной, и полученные результаты необходимо оценивать только в совокупности с данными о глобальной оксигенации головного мозга, полученными при югулярной оксиметрии.

### **Церебральная оксиметрия**

Церебральная оксиметрия ( $\text{rSO}_2$ ) является неинвазивным ме-

тодом оценки регионарной оксигенации головного мозга (рис. 13). Принцип методики основан на детекции параинфракрасного излучения (длина волны 730 и 810 нм) 2 фотодиодами. Этот специальный технический прием – разделение фотодиодов – используют для детекции сигнала от мозга, не смешанного с сигналами от экстрацеребральных тканей. Параинфракрасное излучение поглощается гемоглобином и его восстановленной фракцией. Поскольку в корковых отделах головного мозга 70–80 % крови – венозная, то показания церебрального оксиметра отражают в основном насыщение кислородом гемоглобина венозной крови мозга [11]. Датчик церебрального оксиметра располагают на коже лобной области на границе волосистой части головы. После подключения датчика к прибору на экран в постоянном режиме выводится показатель  $rSO_2$ .

Как и для  $SvjO_2$ , нормальные значения  $rSO_2$  находятся в пределах 55–75 % при условии нормальной оксигенации артериальной крови. Уровень  $rSO_2 < 55$  % расценивают как проявление ишемии, а  $> 75$  % – как развитие гиперемии головного мозга. Однако, как и в случае с югулярной оксиметрией, для точной установки диагноза гиперемии необходимо оценивать уровень ВЧД и объемную скорость МК в совокупности. Следует учитывать, что показатели  $rSO_2$  также могут увеличиваться при наличии патологического артериовенозного сброса и увеличении фракции кислорода во вдыхаемой смеси.

Основным преимуществом церебральной оксиметрии перед другими методами оценки церебральной оксигенации является неинвазивность. Этот простой в использовании метод позволяет осуществлять контроль за регионарной оксигенацией головного мозга при проведении различных кратковременных манипуляций (интубации трахеи, трахеостомии, санации трахеобронхиального дерева, фибробронхоскопии). Однако использование методики ограничивает большое количество артефактов из-за диспозиции датчиков и примеси экстрацеребральной крови.

### **Тканевой микродиализ**

В настоящее время единственным методом оценки метаболизма головного мозга является тканевой микродиализ [1, 12]. Его методика основана на пассивной диффузии веществ, находящихся в интерстициальной жидкости головного мозга, через полупроницаемую мембрану (рис. 14). Для проведения микродиализа используют специальные двуполостные катетеры, конечный от-

дел которых представлен полупроницаемой мембраной. Катетер устанавливают непосредственно в вещество головного мозга, а к его внутреннему каналу подключают специальный инфузионный насос с раствором, близким по электролитному составу к тканевой жидкости. Когда раствор достигает полупроницаемой мембраны, происходит диффузия метаболитов из интерстициальной жидкости в полость катетера по градиенту концентрации. После прохождения полупроницаемой мембраны перфузионный раствор оттекает по наружной части катетера и накапливается в микроампуле. Для накопления достаточного количества диализата требуется 17–20 мин, после чего микропробирку помещают в специальный биохимический анализатор, позволяющий определять концентрации интересующих метаболитов.



Рис. 13. Внешний вид церебрального оксиметра.

Тканевой микродиализ используют у больных с внутричерепными нетравматическими кровоизлияниями и тяжелой ЧМТ, требующими мониторингования ВЧД [1, 9, 12].

Установку катетера в паренхиму мозга осуществляют либо через фрезевое отверстие, либо через специальное устройство для фиксации датчиков bolt, которое закрепляют во фрезевом отвер-

стии. У больных с САК катетер устанавливают в отделы мозга, находящиеся в зоне кровоснабжения пораженной артерии.

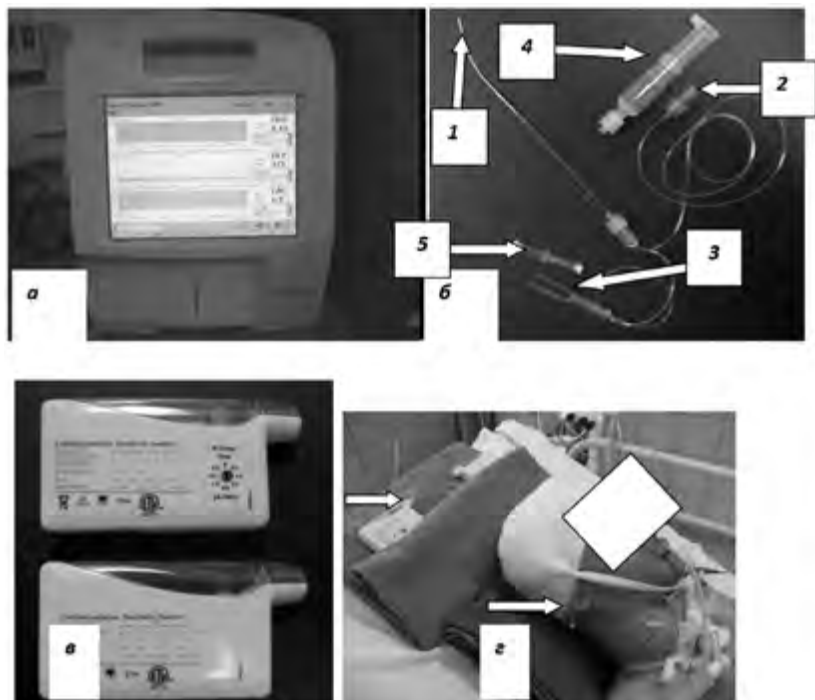


Рис. 14. Аппаратура для проведения тканевого микродиализа: а – портативный биохимический анализатор; б – катетер для тканевого микродиализа (1 – полупроницаемая мембрана, 2 – порт для подсоединения инфузионного насоса, 3 – место для подсоединения микропробирки, 4 – шприц для перфузии, 5 – микропробирка); в – инфузионные насосы; г – внешний вид больного с установленными катетерами для тканевого микродиализа (стрелками отмечен инфузионный насос и место подсоединения микропробирки).

У больных с тяжелыми ушибами мозга один катетер устанавливают в зону, непосредственно прилежащую к очагу ушиба, а другой помещают в неповрежденную область мозга.

Катетеры для микродиализа содержат золотой фрагмент в дистальном конце, который легко идентифицируется при КТ мозга (рис. 15). Важно отметить, что не имеет смысла проводить микродиализ непосредственно в зоне ушиба или ишемическом очаге,

так как они представляют собой зону уже состоявшихся некротических изменений.



Рис. 15. КТ головного мозга пострадавшего с ЧМТ: визуализируются датчик измерения ВЧД (1) и катетеры для тканевого микродиализа (2).

С помощью микродиализа возможно определение уровней концентрации глюкозы, глицерола, глутамата и отношения лактат / пируват (табл. 3). Глюкоза является основным субстратом, необходимым для нормального функционирования головного мозга. В аэробных условиях глюкоза расщепляется до пирувата, который служит субстратом для окислительного фосфорилирования и продукции аденозинтрифосфорной кислоты в митохондриях. При нарушении доставки кислорода метаболизм глюкозы переключается на анаэробный путь, который сопровождается синтезом лактата из пирувата.

Отношение лактат/пируват позволяет выявить соотношение между анаэробным и аэробным метаболизмом в веществе мозга. Увеличение отношения лактат/пируват  $>20$  свидетельствует о



преобладании анаэробного метаболизма над аэробным. Концентрация глицерола прямо коррелирует со степенью повреждения клеточных мембран, а глутамат является маркером эксайтотоксичности, и увеличение его концентрации также свидетельствует о выраженном клеточном повреждении.

Табл. 3. Нормальные значения показателей, определяемых с помощью тканевого микродиализа в интерстициальной жидкости головного мозга.

Показатель	Норма при бодрствовании
Глюкоза	$1,7 \pm 0,9$ ммоль/л
Пируват	$166 \pm 47$ мкмоль/л
Лактат	$2,9 \pm 0,9$ ммоль/л
Отношение лактат/пируват	$23 \pm 4$
Глутамат	$16 \pm 16$ мкмоль/л
Глицерол	$35 \pm 11$ мкмоль/л

## 5. Нейрофизиологический мониторинг

Нейрофизиологический мониторинг – наблюдение за состоянием нервной системы с помощью нейрофизиологических методов. Основная задача нейрофизиологический мониторинга – оценка состояния нервной системы в период эволюции острой церебральной недостаточности на фоне комплексной патогенетической терапии [11, 13]. Нейрофизиологический мониторинг различают по методу и способу проведения (рис. 16).

К нейрофизиологическим методам относят ЭЭГ, регистрацию ВП и ЭНМГ.

ЭЭГ – метод исследования головного мозга, основанный на регистрации его спонтанных электрических потенциалов (рис. 17).

ЭЭГ-волны представляют собой экстрацеллюлярный ток колебаний поверхностных кортикальных слоев. Отрицательные поверхностные волны представляют собой сумму возбуждающих постсинаптических потенциалов, тогда как положительные поверхностные волны показывают сумму тормозных постсинаптических потенциалов в подлежащей коре. Интерпретация ЭЭГ основана на анализе структуры соотношения основных ритмов (табл. 4)



Рис. 16. Методы нейрофизиологического мониторинга.



Рис. 17. Запись ЭЭГ и определение акустических ВП у пострадавшего с тяжелой ЧМТ.

Таблица 4. Частотно-амплитудные диапазоны ЭЭГ.

Ритм	Частота, Гц	Амплитуда, мкВ
Альфа ( $\alpha$ )	8–13	До 100
Бета ( $\beta$ )	14–40	До 15
Тета ( $\theta$ )	4–7	Более 40
Дельта ( $\delta$ )	0,5–3,0	Более 40

У больных с острой церебральной недостаточностью ЭЭГ используют:

- для диагностики причины и глубины нарушения сознания;
- прогнозирования исхода комы;
- регистрации эпилептиформной активности и подбора противосудорожной терапии;
- анализа структуры цикла сон–бодрствование (полисомнография);
- подтверждения смерти мозга;
- оценки глубины седации.

Главным ограничением применения ЭЭГ является ее недостаточная надежность в отражении функциональных изменений мозга ниже коры, т. е. ЭЭГ-сигнал демонстрирует преимущественно кортикальную активность.

**ВП** – метод исследования головного мозга, основанный на регистрации электрических реакций нервной системы на предъявляемый стимул. В зависимости от места стимуляции выделяют соматосенсорные (*n. medianus*, *n. tibialis*), зрительные (*n. opticus*) и акустические (*n. cochlearis*) ВП. Их совокупность дает представление о сохранности восходящих проводящих путей. Оценить нисходящий пирамидный тракт позволяют двигательные потенциалы, получаемые посредством транскраниальной магнитной стимуляции коры. Основные изменения ВП состоят либо в увеличении времени прохождения сигнала (латентный период), либо в уменьшении амплитуды возбуждаемых волн.

ВП используют в комбинации с ЭЭГ для разрешения следующих задач:

- топической диагностики повреждения спинного мозга;
- диагностики причины и глубины нарушения сознания;
- оценки глубины наркоза;
- прогнозирования исхода комы.

Из-за высокой стоимости и технической сложности методика исследования ВП наиболее широко используется только в специализированных отделениях нейрореанимации и в нейрохирургических центрах.

**ЭНМГ** – метод исследования нервно-мышечного аппарата, основанный на регистрации электрических потенциалов мышц. Классическая (игольчатая) ЭНМГ – регистрация мышечных потенциалов в ответ на введение электрода в покое либо при произвольном напряжении; стимуляционная ЭНМГ – в ответ на раздражение двигательных и чувствительных нервов; ритмическая стимуляция – в ответ на ритмичное раздражение двигательного нерва.

Возможности метода в области нейрореаниматологии:

- оценка выраженности нейромышечного блока (действия миорелаксантов) с помощью ритмической стимуляции;
- диагностика нервно-мышечных нарушений критических состояний;
- оценка состояния нервов респираторной группы у больных с задержкой восстановления спонтанного дыхания.

Аппаратура для ЭНМГ и ВП, как правило, совмещена. Обе методики требуют высоких мануальных навыков и теоретической подготовки, поэтому подобные исследования проводит специалист-нейрофизиолог.

## Список литературы:

1. Крылов В.В., Петриков С.С., Белкин А.А. Лекции по нейрореанимации // – М.: Медицина. – 2009. – с. 192;
2. Башкиров М.В. Внутричерепное давление и внутричерепная гипертензия / М.В. Башкиров, А.Р. Шахнович, А.Ю. Лубнин // Рос. Журн. Анестезиол. и Интенсив. Тер. – 1999. – №1. – С. 4–11.
3. Albeck M.J., Borgesen S.E., Gjerris F et al. Intracranial pressure and cerebrospinal fluid outflow conductance in healthy subjects. *J Neurosurg* 1991;74:597–600.
4. Guidelines for the management of severe traumatic brain injury / S.L. Bratton [et al.] // *J Neurotrauma*. – 2007. – Vol. 24. – Suppl 1. – P.1–106;
5. Lassen N. Cerebral blood flow and oxygen consumption in man. *Physiol. Rev.* 1959;39:183–238.
6. Steiner L.A., Andrews P.J.D Monitoring the injured brain: ICP and CBF // *British Journal of Anaesthesia*. – 2006. – № 97. Vol.1. – P. 26–38
7. Paulson O.B., Waldemar G., Schmidt J.F., Strandgaard S. Cerebral circulation under normal and pathologic conditions. *Am. J. Cardiol.* 1989;63(6):2C–5.
8. Гайдар Б.В., Парфенов В.Е., Свистов Д.В. Практическое руководство по транскраниальной доплерографии. – СПб.: ВМедА, 1994. – 18 с.;
9. В.В. Крылов, С.С. Петриков, А.А. Солодов. Внутричерепная гипертензия. – М.: Издательство БИНОМ, 2015. – 216 с., илл.
10. Белкин А.А., Алашеев А.М., Инюшкин С.Н. Транскраниальная доплерография в интенсивной терапии. Методическое руководство для врачей. Екатеринбург, 2004. 68 с.
11. Белкин А.А., Пирадов М.А., Кондратьев А.Н. и др. Мониторинг при заболеваниях и повреждениях центральной нервной системы. В кн.: Интенсивная терапия. Национальное руководство. Под ред. Б. Р. Гельфанд, А. И. Салтанова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. С. 233–242.
12. Крылов В.В., Петриков С.С., Рамазанов Г.Р., Солодов А.А. Нейро-реаниматология. Практическое руководство. Библиотека врача-специалиста. 2-е изд., перераб. и доп. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2016. 171 с.
13. Потапов А.А., Крылов В.В., Гаврилов А.Г. и др. Рекомендации по диагностике и лечению тяжелой черепно-мозговой травмы. Ч. 2. Интенсивная терапия и нейромониторинг. Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко 2016;80(1):98–106.

Отделение математических наук

С.С. Петриков, А.А. Солодов

## **Нейромониторинг**

Формат 60 x 84/16  
Гарнитура Таймс  
Усл. печ. л. 1,7. Усл. изд. л. 0,9  
Тираж 20 экз.

Издатель – Российская академия наук

Подготовлено к печати  
Управлением научно-издательской деятельности РАН

Отпечатано на оборудовании Управления делами РАН

Издано в авторской редакции

Издается в соответствии с распоряжением  
президиума Российской академии наук  
от 24 октября 2017 г. №10106-765,  
распространяется бесплатно.