

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

СИСТЕМЫ НЕЙРОМЫШЕЧНОГО МОНИТОРИНГА

Методические указания к практической работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Системы нейромышечного мониторинга: Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 23 с.

В методических указаниях рассмотрены основные подходы к мониторингу нейромышечной функции пациента во время наркоза. Рассмотрены основные методы оценки уровня нейромышечной блокады. Проведён анализ особенностей аппаратного построения инструментальных средств оценки уровня нейромышечной блокады. Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для магистрантов, обучающихся по направлению 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих практические работы по дисциплине «Медицинская диагностическая и лечебная аппаратура». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Ил. 9. Библиогр. 4 назв.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

Цель работы: изучение основных принципов и подходов к мониторингу нейромышечной передачи во время наркоза. Исследование аппаратного построения мониторинговых систем уровня нейромышечной блокады.

1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

1.1. Контроль нейромышечной функции во время наркоза

Важным компонентом общей анестезии является управление двигательной активностью скелетных мышц, осуществляемое с помощью внутривенного введения пациенту мышечных релаксантов. Под действием этих препаратов происходит стойкое нарушение передачи возбуждения двигательного нерва к мышце, в результате чего образуется так называемая нейромышечная блокада (НМБ) проводимости. Достижение НМБ является обязательным условием расслабления мышц (миорелаксации) необходимого для проведения хирургических операций, а также при лечении ряда заболеваний в интенсивной терапии.

Введение мышечных релаксантов приводит к выключению дыхательных мышц и невозможности осуществления самостоятельного дыхания, поэтому газообмен в этом случае поддерживается с помощью аппаратов искусственной вентиляции легких (ИВЛ).

Первое введение мышечных релаксантов во время наркоза осуществляется для расслабления жевательных мышц и мышц гортани при проведении интубации трахеи. Во время проведения хирургических операций необходимо периодическое введение миорелаксантов для поддержания требуемого уровня расслабления мышц. Однако, к концу операции, во избежание тяжелых осложнений в послеоперационном периоде, необходимо надежное восстановление нейромышечной проводимости и адекватного самостоятельного дыхания.

Мониторинг нейромышечной функции, осуществляемый по клиническим признакам (мышечный тонус, изменение легочного сопротивления, объема дыхания и др.), является неточным и приводит, с одной стороны, к запоздалому введению миорелаксантов, что мешает

работе хирурга, а с другой стороны, приводит к передозировке препаратов, что требует продленной ИВЛ после окончания операции.

К концу анестезии с использованием миорелаксантов анестезиолог должен быть абсолютно уверен в отсутствии остаточного нейромышечного блока, чтобы перевести больного из операционной. В этой связи определение степени выраженности НМБ имеет жизненно важное значение.

Для определения достаточности восстановления нейромышечной проводимости используются клинические тесты: способность больного поднять голову и удерживать ее в данной позиции в течение 5 секунд, восстановление кашля, возможность высунуть язык, достаточно сильно сжать руку и др. Возможно также измерение минутного и дыхательного объемов, жизненной емкости легких. Последнее более предпочтительно, так как даже при частичном нарушении НМБ оценка показателей внешнего дыхания позволяет определять способность мышечного аппарата поддерживать достаточный минутный объем дыхания. У больных, не пришедших в сознание после операции, даже наличие адекватного дыхательного и минутного объемов или нормальные показатели PCO_2 в крови не являются убедительным критерием восстановления НМБ.

Эффективное использование мышечных релаксантов невозможно без инструментального контроля уровня достигаемой во время наркоза НМБ, что особенно важно при использовании современных препаратов, обладающих коротким временем действия.

Методика инструментальной оценки уровня НМБ, применяемая в анестезиологии, основана на получении информации о состоянии нейромышечной функции путем использования методов и средств диагностической электростимуляции (ЭНС).

В данном случае ЭНС заключается в раздражении двигательных нервных проводников – мотонейронов импульсами электрического тока. Величина амплитуды вызванного мышечного ответа в ответ на ЭНС отражает индивидуальную реакцию организма на действие миорелаксантов. При полной НМБ мышечные ответы на ЭНС не регистрируются.

Наблюдение и оценка мышечного ответа на фоне введения миорелаксантов позволяет получить информацию, необходимую для определения оптимального момента для интубации трахеи, точной дозировки препаратов для обеспечения НМБ, момента прекращения НМБ. В послеоперационном периоде по полученным данным объективно определяется момент перевода пациента на спонтанное дыхание, что способствует снижению послеоперационных осложнений.

Использование диагностической ЭНС позволяет практически исключить просмотр недостаточного восстановления НМБ, что позволяет анестезиологу точно определить, восстановилась ли нейромышечная проводимость полностью или сохраняется полный или частичный нейромышечный блок.

Современная мониторная аппаратура контроля уровня НМБ позволяет вести тестирование нейромышечной функции пациента в периодическом режиме. Оценка величины уровня НМБ и индикация полученных значений могут производиться автоматически, не отвлекая внимание анестезиолога от постоянного наблюдения за состоянием пациента.

1.2. Инструментальная оценка уровня НМБ

Методика инструментальной оценки нейромышечной функции основана на стимулирующем воздействии на двигательные нервные проводники импульсами электрического тока и регистрации величины вызванных мышечных сокращений (ответов). Чаще всего для определения уровня НМБ во время наркоза стимулы прикладываются в проекции локтевого или срединного нерва. Ответ на ЭНС оценивается по выраженности реакции соответствующих мышц кисти руки.

Как известно, величина вызванной мышечной реакции зависит от числа активируемых мышечных волокон, которое, в свою очередь, определяется интенсивностью стимулирующего тока. С увеличением амплитуды тока, начиная с некоторого малого значения, величина сокращения мышцы сначала растет до некоторой максимальной величины, после чего дальнейшее усиление тока не влияет на величину сокращения.

Для контроля уровня НМБ амплитуда стимулирующих импульсов выбирается сверхмаксимальной, т.е. на 20...25% выше значения, соответствующего максимальному мышечному ответу, что необходимо для гарантированного возбуждения всех мышечных волокон.

После введения миорелаксантов ответ мышцы на ЭНС уменьшается пропорционально числу заблокированных мышечных волокон. Измеряя величину ответа мышцы можно определить уменьшение или увеличение амплитуды ответа и соответственно степень НМБ.

Как известно, возбудимость нерва зависит не только от амплитуды стимулирующего импульса, но и от его длительности и формы. Поэтому данные характеристики стимулов при нейромышечном мониторинге должны оставаться постоянными. Для ЭНС в случае контроля уровня НМБ принято использовать стандартные тест-импульсы: униполярные прямоугольные импульсы тока длительностью 0,2 – 0,3 мс. При инструментальном мониторинге уровня НМБ производят измерение величины ответа мышцы на диагностическую ЭНС.

Регистрация вызванной мышечной реакции может осуществляться путем измерения силы сокращения мышцы с помощью механических датчиков перемещения или ускорения, а также путем измерения электромиографического ответа мышцы (рисунок 1). На рисунке показаны: 1 – акселерометр, 2 – усилитель, 3 – электростимулятор, 4 – электромиографические электроды, 5 – усилитель ЭМГ сигнала, 6 – интегратор, А – измерение силы сокращения акселерометром, Б – измерение ЭМГ ответа.

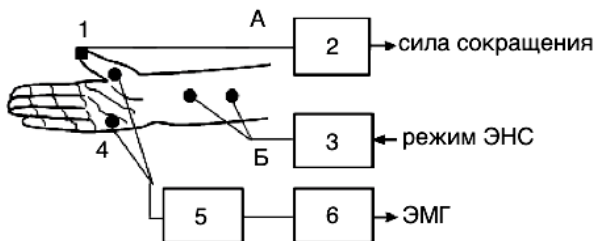


Рисунок 1 – Способы регистрации нейромышечного ответа на ЭНС

Интерпретация мышечного ответа для оценки уровня НМБ зависит от способа, с помощью которого производят измерение величин

ны сокращения. В аппаратуре нейромышечного мониторинга используются методы механомиографии (ММГ), акселерометрии (АС) и электромиографии (ЭМГ), с помощью которых измеряют эффекты движения или биопотенциалы, возникающие в ответ на ЭНС, как результат сокращения стимулируемой мышцы.

Различные мышечные группы неодинаково чувствительны к действию миорелаксантов, поэтому результаты стимуляции разных групп мышц разными методами могут быть неодинаковыми.

Датчики движения, используемые в мониторах для оценки величины мышечной реакции, измеряют перемещение или ускорение движения, вызванное ЭНС. Если стимулирующие электроды накладываются в проекции локтевого нерва, вызывая сокращение мышц сгибателей кисти руки, то датчик движения для оценки силы сокращения мышцы укрепляется на большом пальце руки.

Измерение силы сокращения мышцы с использованием датчика перемещения основано на предварительном нагружении мышцы усилием покоя (обычно величиной 200...300 г). При воздействии стимула величина перемещения большого пальца в направлении противодействия усилию покоя оказывается пропорциональной силе сокращения мышцы. Кисть руки и предплечье больного при этом фиксируются неподвижно. Амплитуда выходного сигнала датчика перемещения, после усиления и преобразования в цифровую форму, запоминается для определения уровня НМБ. Вычисление уровня НМБ может производиться как отношение текущего значения величины мышечного ответа к контрольному значению, полученному до назначения миорелаксантов. Величина отношения выражается в процентах и индицируется на дисплее монитора.

Для приложения к пальцу усилия, противодействующего движению, вызываемому ЭНС, может быть использована упругая стальная пластинка, закрепляемая одним концом на запястье руки другим – на кончике пальца. В месте изгиба пластины, возникающего при движении пальца, на ее поверхность наклеивается тензодатчик, сигнал которого проградуирован в единицах перемещения пальца.

Недостатком регистрации мышечного ответа с помощью датчика перемещения является необходимость постоянного контроля за состоянием устройства нагружения пальца для сохранения первоначальных параметров пружины и величины усилия нагружения при резких мышечных сокращениях. Кроме того, при постоянном нагружении мышцы вызванный ответ в первые 8...12 минут ЭНС растет по величине, то есть для получения контрольной величины реакции ответа (до введения миорелаксантов) необходима предварительная ЭНС в течение 15...25 минут.

Использование в качестве датчика движения чувствительного акселерометра основано на том, что ускорение движения, измеряемое акселерометром, при постоянной массе прямо пропорционально силе, вызывающей движение. Таким образом, при закреплении датчика-акселерометра на кончике пальца руки величина его выходного сигнала, возникающего при движении пальца под действием ЭНС, оказывается линейно связанной с силой мышечного сокращения.

В мониторах НМБ используются миниатюрные акселерометры, имеющие в качестве чувствительного элемента пластинку, испытывающую упругие деформации при движении. Возникающий при этом электрический сигнал преобразуется устройством обработки монитора в выходное напряжение, пропорциональное действующему ускорению. Применение акселерометров существенно упрощает процедуры мониторинга уровня НМБ. Единственное требование, например, к закреплению датчика заключается в том, чтобы при движении, вызываемом ЭНС, тестируемая мышца имела возможность полного свободного сокращения. Характеристики мониторов НМБ с акселерометрами позволяют их использовать как для повседневной практики, так и для научных исследований.

ЭМГ-ответ на ЭНС представляет собой результат интерференции множества биоэлектрических потенциалов действия, возникающих в отдельных мышечных волокнах при возбуждении. ЭМГ-ответ регистрируется в виде электрического напряжения ЭМГ. Между амплитудой ЭМГ и развиваемой мышцей силой существует примерно линейная зависимость, что дает основание использовать измерение

ЭМГ-ответа мышцы на ЭНС для оценки уровня НМБ. Стимулирующие электроды закрепляются в проекции локтевого или срединного двигательного нерва на предплечье руки. Регистрирующие ЭМГ электроды располагают на соответствующих отводящих мышцах мизинца или большого пальца. Для получения информации о реакции ответа мышцы сигнал ЭМГ усиливается, фильтруется от помех и интегрируется.

Расположение регистрирующих электродов оказывает существенное влияние на качество получаемого ЭМГ сигнала. Предпочтительным является закрепление активного электрода на двигательной точке мышцы, что обеспечивает максимальную амплитуду регистрируемого ЭМГ-ответа.

Сравнение результатов регистрации ЭМГ-ответов мышц и сигналов, получаемых с помощью датчиков движения, показывает, что, несмотря на различие механизмов, лежащих в их основе, результаты оценки уровня НМБ в большинстве работ удовлетворительно совпадают. Вместе с тем следует отметить, что процедуры регистрации ЭМГ и технические средства, используемые для этой цели, значительно сложнее, чем при применении датчиков движения.

Регистрация ЭМГ сигналов в сильной степени зависит от места расположения электродов, их фиксации, состояния контакта с мышцей. Вызванные ЭМГ-ответы очень чувствительны к электрическим помехам, например, возникающим при работе электрохирургического инструмента. При неудачном взаимном расположении стимулирующих и регистрирующих электродов возможны помехи регистрации ЭМГ от электростимулятора мышц. В некоторых работах отмечается, что ЭМГ регистрация часто дает неповторяющееся значение контрольного ответа, что может быть связано с рядом причин, в частности, с изменением температуры тканей во время анестезии.

Преимуществом регистрации ЭМГ-ответов по сравнению с “механическими” методами является достаточно большой динамический диапазон измеряемых амплитуд и возможность определения малых изменений реакции. Это позволило, в частности, применить регистрацию ЭМГ-ответов в компьютерной системе поддержания НМБ, ис-

пользующей автоматическое введение миорелаксантов, дозируемых в зависимости от измеренного значения уровня НМБ.

В клинической практике получил распространение метод оценки нейромышечной функции без использования дорогостоящей аппаратуры регистрации мышечных ответов. Для этой цели выпускаются специальные электростимуляторы, которые недороги и просты в обращении. Оценка мышечной реакции производится визуально-тактильным способом, например, по наблюдению сокращения большого пальца руки в ответ на электростимуляцию локтевого нерва. Опыт использования такой методики в сравнении с записью вызванных электромиограмм показал достаточную надежность оценки нейромышечной функции как в ходе операции, так и по ее окончании в режиме восстановления проводимости.

1.3. Методики мониторинга уровня НМБ

В анестезиологической практике для мониторинга уровня НМБ используют несколько режимов диагностической ЭНС:

- стимуляция одиночными импульсами – ST (Single-Twitch);
- стимуляция пачкой из четырех импульсов – TOF (Train-of-Four);
- тетаническая стимуляция – Т (Tetanic);
- посттетаническая стимуляция с подсчетом ответов – РТС (Post-Tetanic Count);
- стимуляция двойными пачками – DBS (Double-Burst-Stimulation).

Различные режимы ЭНС обладают неодинаковой эффективностью на различных этапах анестезии, поэтому мониторы уровня НМБ обычно включают все перечисленные режимы стимуляции. Методики ЭНС и способы оценки уровня НМБ, используемые в различных режимах, имеют определенные особенности.

ST-стимуляция заключается в приложении к периферическому двигательному нерву одиночных стимулов сверхмаксимальной амплитуды, стандартной формы и длительности. Частота тестирования выбирается 0,1 Гц или 1 Гц. Частота 1 Гц используется для быстрого поиска сверхмаксимальной амплитуды стимулирующего тока при

настройке электростимулятора, а также для быстрой оценки мышечной реакции, например, при вводном наркозе.

Режим ST чаще всего применяется при работе с деполяризующими миорелаксантами. Использование одиночного супрамаксимального стимула (амплитудой 50 – 60 мА) с низкой частотой (не более 1 Гц) позволяет нейромышечному синапсу в промежутках между стимулами восстановить свою функцию и исключает развитие феномена угасания в присутствии конкурентной НМБ.

Оценка уровня НМБ в режиме ST-стимуляции производится по степени уменьшения амплитуды реакции мышцы на фоне действия миорелаксантов (рисунок 2). Уровень НМБ может быть определен по отношению, выраженному в процентах, текущего значения реакции U_T к контрольному значению U_K , определенному до введения миорелаксантов.

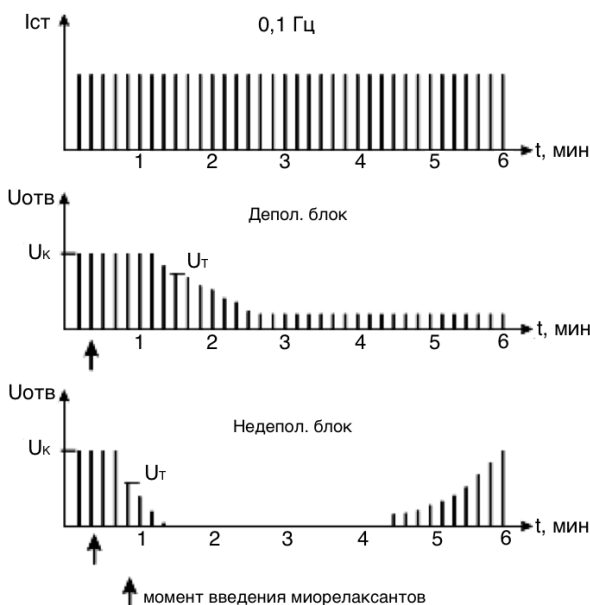


Рисунок 2 – Режим ST-стимуляции

Величина отношения указывает на степень НМБ. Так, отношение $U_T/U_K=1$ соответствует блокированию менее 75–80% рецепторов, отношение стремится к 0, когда блокировано более 90 %.

При **ТОФ-стимуляции** используются стимулы в виде пачек, состоящих из четырех стандартных импульсов сверхмаксимальной амплитуды тока. Частота следования пачек выбирается равной 0,1 Гц, частота следования импульсов в пачке – 2 Гц. Каждый импульс в пачке вызывает мышечное сокращение, после чего до прихода следующего импульса наступает расслабление. Таким образом, в нормальных условиях в ответ на ТОФ-стимуляцию регистрируются четыре мышечных ответа (по одному на каждый импульс пачки).

Определение уровня НМБ в режиме ТОФ производится по оценке количества зарегистрированных ответов в ответ на ТОФ-стимул и по ТОФ-отношению, равному частному от деления амплитуды четвертого ответа на амплитуду первого (рисунок 3). В контрольном ответе (до введения миорелаксантов) все четыре амплитуды реакции равны и ТОФ-отношение равно 1.

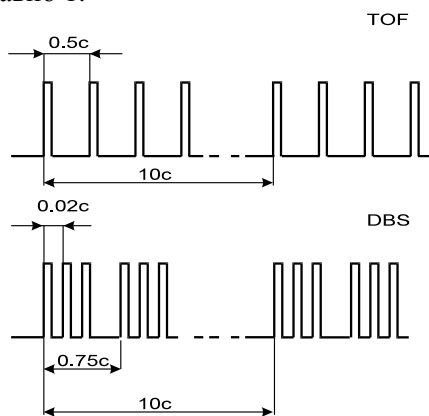


Рисунок 3 – Режимы ТОФ- и DBS-стимуляции

ТОФ-отношение начинает снижаться, когда релаксантом занято 70-75% рецепторов концевых пластинок синапса. По мере углубления НМБ происходит снижение амплитуды всех четырех ответов и при достижении уровня 25% от исходного значения четвертый отклик пропадает, третий и второй ответы пропадают при значениях 20% и 10% соответственно.

Во время частичного недеполяризующего блока отношение уменьшается (амплитуда реакции от первого импульса пачки к чет-

вертому затухает), то есть величина отношения оказывается обратно пропорциональна уровню НМБ. При деполяризующем блоке не происходит затухание реакции внутри пачки и TOF-отношение примерно равно 1.

Преимуществом TOF-стимуляции является возможность оценки динамики изменения нервно-мышечной передачи во время влияния короткодействующих недеполяризующих миорелаксантов, так как определяется изменение реакции, происходящее за время действия пачки, то есть за 1,5 сек. К достоинствам мониторинга с использованием TOF-стимуляции можно отнести простоту и наглядность представляемой информации в виде цифрового значения TOF-отношения, выраженного в процентах, или графического отображения четырех ответов в виде “столбиков” с высотой, соответствующей амплитуде мышечных ответов.

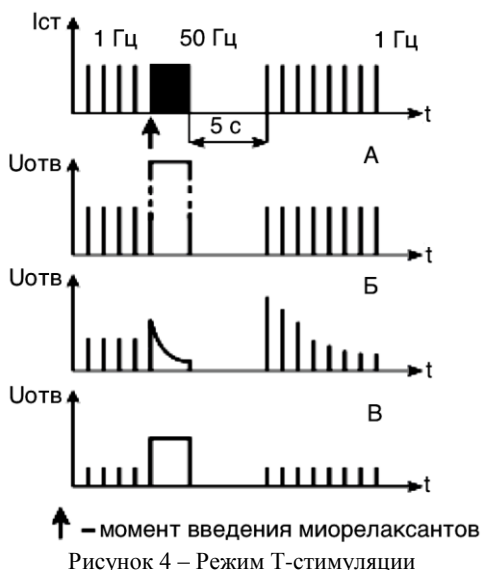


Рисунок 4 – Режим Т-стимуляции

Т-стимуляция представляет собой тетаническое воздействие стандартными импульсами, следующими с высокой частотой (50...100 Гц) в течение 5 секунд. В нормальных условиях в ответ на Т-стимуляцию поддерживается постоянное сильное мышечное сокращение (рисунок 4). На рисунке показано: А – контрольный ответ, Б –

ответ при умеренной недеполяризованной блокаде, В – ответ при умеренной депполяризованной блокаде.

Во время недеполяризующего блока наблюдается затухание амплитуды ответа, объясняемое следующими причинами. Степень затухания амплитуды ответа определяется уровнем НМБ и может быть использована для ее оценки.

После окончания Т-стимуляции при недеполяризующем блоке наблюдается явление посттетанического увеличения амплитуды мышечного ответа на ST-стимуляцию (рисунок 5). Это явление можно объяснить мобилизацией синтеза ацетилхолина в течение Т-стимуляции и высвобождением большого количества медиатора в промежуток времени непосредственно после выключения Т-стимуляции. При частичном недеполяризующем блоке степень и длительность посттетанического увеличения ответа зависит от уровня НМБ, что используется для ее оценки в методике РТС-стимуляции.

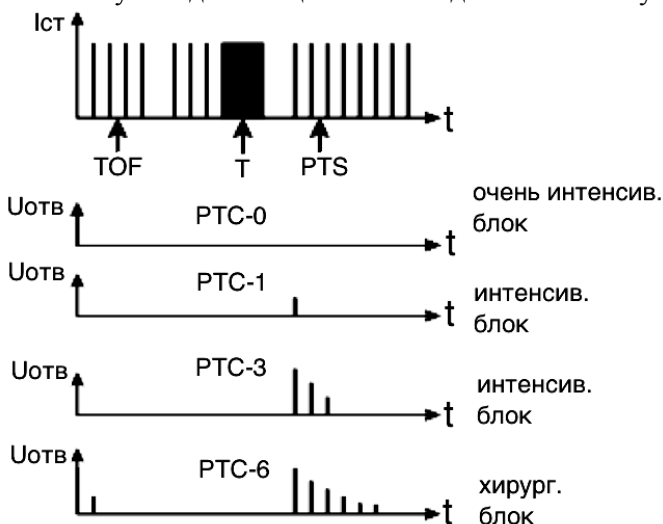


Рисунок 5 – Режим РТС-стимуляции (Т-стимуляция с подсчетом числа реакций)

Т-стимуляция обладает рядом недостатков. Она очень болезненна и не применима в нормальных условиях. В ряде случаев может быть зарегистрирован антагонизм НМБ в стимулируемой мышце. Обычно Т-стимуляция используется в оценке остаточных явления

НМБ в сочетании с методикой подсчета ответов на посттетаническую стимуляцию.

При выполнении отдельных операций (например, в офтальмологии) должна быть исключена минимальная мышечная активность больного. В таких случаях режимы ST и TOF стимуляции непригодны для определения глубины НМБ, поскольку ответного сокращения мышцы не происходит – рецепторы полностью блокированы релаксантом. В таких ситуациях необходим режим РТС стимуляции.

Количество ответов, проведенных через нейромышечный синопс, который вновь полностью блокируется, зависит от глубины НМБ, частоты и продолжительности тетании, продолжительности паузы после единичных сокращений и частоты сокращений.

РТС-стимуляция включает в себя следующие воздействия: Т-стимуляцию с частотой следования импульсов 50 Гц в течение 5 с, и затем с интервалом в 3 с, ST-стимуляцию с частотой следования импульсов 1 Гц. В условиях интенсивного НМБ, например, после инъекции большой дозы недеполяризующего препарата, ответ на TOF- и Т-стимуляцию отсутствует (рисунок 5).

После ослабления НМБ первым появляется ответ на посттетаническую стимуляцию, что является проявлением усиления посттетанического ответа, зависящего от уровня НМБ.

Для оценки уровня НМБ в мониторах производятся подсчет числа зарегистрированных ответов на РТС-стимуляцию и индикация результата подсчета на дисплее. Уменьшение выраженности НМБ проявляется в увеличении количества ответов в РТС.

Количество ответов до первого ответа на TOF-стимуляцию называется посттетаническим счетом. РТС может использоваться для оценки ожидаемого времени появления первого ответа на TOF, поскольку существует зависимость между ожидаемым временем и квадратным корнем из величины РТС.

DBS-стимуляция используется для определения уровня остаточной НМБ при пробуждении пациента. Эта методика предусматривает определение малых величин остаточной НМБ в клинических условиях без регистрирующей аппаратуры. DBS-стимуляция состоит

из двух коротких пачек тетанической стимуляции с частотой следования импульсов 50 Гц, сдвинутых на 750 мс относительно друг друга. В каждой пачке содержатся по три стандартных импульса (DBS 3,3). Феномен угасания в этом режиме более выражен, чем в TOF.

В нормальных условиях реакция на DBS-стимуляцию проявляется в двух одинаковых по силе мышечных сокращениях, которые можно проконтролировать вручную (тактильно), придерживая большой палец руки пациента. В случае частичной НМБ второй ответ ощущается слабее первого, то же самое можно зарегистрировать с помощью TOF-монитора.

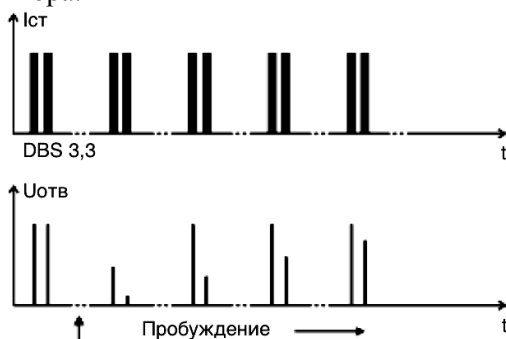


Рисунок 6 – Ответы на DBS-стимуляцию при частичной НМБ

Оценка НМБ с помощью TOF-стимуляции и DBS-стимуляции при пробуждении пациента и после операции совпадают. Практически на всех важных этапах анестезии используется TOF-стимуляция. Пример записи TOF-ответов при недеполяризующей НМБ показан на рисунке 7.

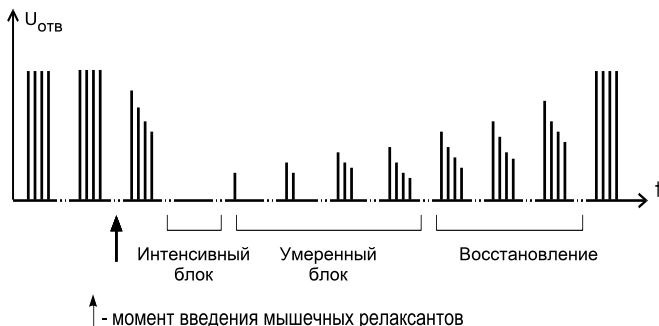


Рисунок 7 – Изменение ответа на TOF-стимуляцию на фоне недеполяризующей НМБ

1.4. Аппаратура мониторинга нейромышечной функции

Контроль нейромышечной функции во время наркоза осуществляется с помощью специализированных электростимуляторов периферических нервов или мониторов, содержащих дополнительно устройства измерения величины ответной реакции возбуждаемых мышц и определения уровня НМБ.

Электростимуляторы реализуют режимы диагностической ЭНС, необходимые для определения уровня НМБ. Периодическая оценка мышечной реакции позволяет следить за уровнем НМБ, отображаемым на дисплее монитора в реальном масштабе времени.

В случае использования для контроля НМБ только электростимуляторов, выраженность вызванного ответа мышцы определяется анестезиологом вручную по тактильной оценке. Основное требование, предъявляемое к электростимуляторам (ЭС), заключается в формировании стандартизованных временных параметров тест-стимулов, устанавливаемых автоматически при включении требуемого режима ЭНС. Единственным регулируемым параметром ЭС является амплитуда стимулирующего тока. Для достижения сверхмаксимальной амплитуды тока стимуляции выходной ток ЭС должен регулироваться в пределах 0...60 мА (при длительности стимулирующего импульса 0,2 мс).

Особенностью построения ЭС является использование средств стабилизации стимулирующего тока для ослабления влияния изменений условий ЭНС, например, сопротивления тканей в цепи электродов, включающих, кожу, подкожные ткани, возбудимые нервные структуры.

Необходимость стабилизации тока объясняется тем, что в течение анестезии электрокожное сопротивление может увеличиваться от значений, составляющих сотни Ом до единиц кОм, что может стать причиной ограничения тока стимула, снижения возбуждения нерва и, соответственно, появления ошибок в оценке ответа мышцы и уровня НМБ. Требование стабилизации тока может быть выполнено путем использования в электростимуляторе выходных каскадов, работающих в режиме генератора тока с высоким выходным сопротивлением.

Электроды для ЭНС должны обеспечивать хороший контакт с кожей на протяжении всей анестезии. Обычно используются специальные поверхностные электроды из проводящей резины диаметром около 10 мм, однако возможно применение одноразовых электрокардиографических электродов. Применение проводящего геля между электродом и кожей способствует обеспечению стабильного контакта и снижает переходное электрическое сопротивление. В случае, когда поверхностные электроды не могут обеспечить максимальный ответ мышцы при максимальном токе электростимулятора, используют подкожные игольчатые электроды, в качестве которых могут служить стальные инъекционные иглы.

Для удобства работы с ЭС он должен иметь индикатор тока стимула, дающий показания (например, импульсное свечение) только при прохождении тока в цепи электродов, а также индикатор недопустимого увеличения сопротивления тканей, при котором наступает ограничение тока стимуляции.

ЭС для контроля нейромышечной функции, требующие ручную тактильную оценку выраженности мышечных сокращений, выполняются в виде батарейных малогабаритных приборов. В некоторых моделях ЭС предусмотрен режим поиска локализации нерва. Используемые для этих целей электроды в виде выступающих штырей с контактными головками, закрепляются на корпусе прибора, располагающегося при поиске нерва в руке врача.

Электростимулятор “ТОФ-ТЕСТ-01” предназначен для контроля нейромышечной функции во время наркоза путем диагностической электростимуляции периферических двигательных нервов в режимах ТОФ и DBS и наблюдения выраженности вызванных мышечных ответов.

Структурная схема прибора приведена на рисунке 8. На рисунке показано: 1 – источник питания, 2 – преобразователь напряжения, 3 – микропроцессор, 4 – выходной каскад, 5 – органы управления, 6 – электроды.

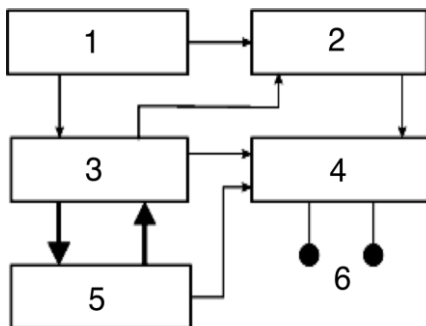


Рисунок 8 – Структурная схема прибора “ТОФ-ТЕСТ-01”

Формирование временных параметров выходных сигналов обеспечивает микропроцессор, который также управляет работой всего устройства по командам, поступающим от органов управления. Источник питания содержит батарею и стабилизатор напряжения. Преобразователь формирует напряжение, необходимое для работы выходного каскада прибора.

Мониторы, включающие средства измерения мышечных ответов, содержат однокристалльную ЭВМ, выполняющую функции формирования импульсной последовательности стимулов требуемого режима ЭНС, обработки сигналов ответа по алгоритму, позволяющему индицировать на экране дисплея величину уровня НМБ, выраженную в процентах.

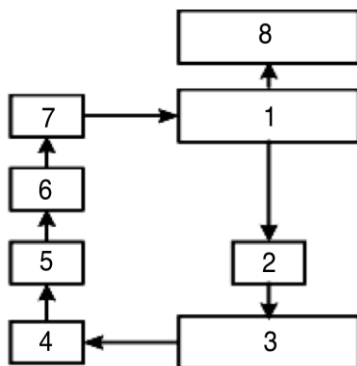


Рисунок 9 – Структурная схема монитора НМБ

Структурная схема монитора НМБ приведена на рисунке 9. На рисунке показано: 1 – однокристалльная ЭВМ, 2 – стимулятор, 3 – па-

циент, 4 – датчик силы сокращений, 5 – усилитель, 6 – фильтр нижних частот (ФНЧ), 7 – АЦП, 8 – дисплей.

Сигнал датчика вызванного ответа мышц, пропорциональный силе мышечного сокращения, усиливается, фильтруется в ФНЧ и после преобразования в цифровую форму с помощью 8-разрядного АЦП подается на вход ЭВМ. Алгоритм работы программного обеспечения прибора заключается в следующем.

В предварительном режиме калибровки устанавливается ST-стимуляция с частотой 2 Гц в течение 10 сек, за которые путем ручной регулировки, наблюдая на дисплее величину мышечного сокращения, находят значение сверхмаксимальной амплитуды тока, которое запоминается в памяти на время мониторинга.

В автоматическом режиме ТОФ-стимуляции происходит генерация 4 импульсной последовательности. При анализе ответов сначала определяется число ответов в реакции. Для определения отношения измеряется первый ответ на ТОФ-стимуляцию в момент времени, соответствующий первому импульсу ТОФ-стимуляции. Первый ответ считается обнаруженным, если он превышает уровень 8% от возможного максимального значения.

Если первый ответ не проходит по данному критерию 3 раза подряд (стимуляция осуществляется с частотой 0,1 Гц), принимается решение об отсутствии мышечных ответов и существовании интенсивной НМБ, на дисплей при этом выдается значение “99%” НМБ. Если первый ответ обнаружен, то запоминается его амплитуда и начинается поиск второго ответа, затем третьего и четвертого.

В случае обнаружения одного первого ответа на дисплей выдается значение “90%”, первого и второго – “80%”, трех ответов – “75%”. При обнаружении всех четырех ответов вычисляется ТОФ-отношение. Если отношение меньше 0,75; то НМБ оценивается на уровне “50%”, если отношение становится больше 0,75 – “5%”, то это соответствует полному снятию НМБ.

В мониторах НМБ измерение силы мышечной реакции на ЭНС осуществляется с помощью миниатюрных акселерометров. Такие датчики выпускаются в виде монолитных интегральных схем, содержа-

щих чувствительный элемент и устройство измерения, позволяющее получить выходной сигнал, пропорциональный величине измеряемого ускорения.

В качестве примера можно привести акселерометр ADXL05 фирмы Analog Devices. Чувствительным элементом датчика является баланси́р, закрепленный на гибкой подвеске, с пластиной, являющейся подвижным элементом дифференциального емкостного преобразователя. Неподвижные пластины преобразователя питаются противофазным прямоугольным напряжением с частотой 1 МГц. Подвижная пластина преобразователя соединена с синхронным детектором, дающим напряжение, пропорциональное величине смещения подвижного элемента при действии на датчик ускорения движения.

Коэффициент преобразования датчика составляет 0,2...1,0 В/g, разрешающая способность не менее 5 mg, диапазон измерений $\pm 5g$. Датчик оказывается способным реагировать на достаточно низкочастотные движения, возникающие при мышечном ответе на электростимуляцию.

2. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Основные методы мониторинга нейромышечной блокады во время наркоза.
3. Выполненное индивидуальное задание.

3. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Основные понятия о нейромышечной блокаде и важность оценки данного показателя во время наркоза.
2. Основные методы оценки уровня нейромышечной блокады.
3. Использование методов электростимуляции при оценке уровня нейромышечной блокады.
4. Структурное построение мониторов нейромышечной блокады на основе регистрации вызванных электромиографических потенциалов.
5. Структурное построение мониторов нейромышечной блокады на основе регистрации механического перемещения конечности.

4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

1. Разработать структурную схему монитора нейромышечной блокады на основе регистрации вызванных электромиографических ответов.
2. Разработать структурную схему монитора нейромышечной блокады на основе регистрации перемещения конечности пациента с помощью миниатюрного акселерометра, закреплённого на пальце обследуемого.
3. Разработать эскиз принципиальной схемы электростимулятора для мониторинга нейромышечной блокады, работающего в режимах ST и TOF стимуляции.
4. Разработать алгоритм оценки уровня НМБ на основе TOF стимуляции и оценки уровня отклика с помощью механических акселерометров.
5. Разработать алгоритм оценки уровня НМБ на основе ST стимуляции и оценки уровня вызванных электромиографических потенциалов.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
2. Webster, J.G. Design of Pulse Oximeters [Текст] / J.G. Webster – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997 – 260 p.
3. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
4. Корневский, Н.А. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. – Старый Оскол: ТНТ, 2014. – 688 с.

Учебное издание

СИСТЕМЫ НЕЙРОМЫШЕЧНОГО МОНИТОРИНГА

Методические указания

Составители: Федотов Александр Александрович

\

Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева
443086 Самара, Московское шоссе, 34