

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ МОНИТОРИНГА НЕЙРОМЫШЕЧНОЙ БЛОКАДЫ**Ф. В. Скрупский, Г. С. Тымчик, Н. В. Стельмах**

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»

ул. Акад. Янгеля, 7, г. Киев, 03056, Украина. E-mail: skrupskii.ph@gmail.com

Рассмотрен вопрос мониторинга нейромышечной блокады (НМБ), который позволяет оценить состояние миорелаксации организма пациента во время анестезии с целью обеспечения своевременной коррекции дозы анестетиков и снижения негативных последствий наркоза. В работе рассмотрен метод инструментальной оценки нейромышечной блокады, который является интерпретацией реакции мышечной ткани на электронейростимуляцию, а также технические характеристики режимов электронейростимуляции. В результате проведенного анализа установлено, на каких стадиях наркоза какие режимы наиболее корректно использовать, а также рассмотрены методы интерпретации реакции мышечной ткани на электронейростимуляцию, и выбраны наиболее перспективные из них. В перспективе дальнейшего развития данной тематики в работе предложена структурная схема прибора мониторинга нейромышечной блокады, его основные технические характеристики, и предложена концепция развития акселерометрического метода оценки нейромышечной блокады.

Ключевые слова: электронейростимуляция, нейромышечная блокада, нейромышечная проводимость, миорелаксация.

СУЧАСНІ МЕТОДИ МОНИТОРИНГУ НЕЙРОМ'ЯЗОВОЇ БЛОКАДИ**П. В. Скрупський, Г. С. Тимчик, Н. В. Стельмах**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

Стаття присвячена питанню моніторингу нейром'язової блокади, що дає можливість оцінити стан міорелаксації організму пацієнта під час анестезії з метою забезпечення своєчасної корекції дози анестетиків і зниження негативних наслідків наркозу. У роботі розглянуто метод інструментальної оцінки нейром'язової блокади, що є інтерпретацією реакції м'язової тканини на електронейростимуляцію, а також технічні характеристики режимів електронейростимуляції. У результаті проведеного аналізу встановлено, на яких стадіях наркозу які режими найбільш доцільно використовувати, а також розглянуто методи інтерпретації реакції м'язової тканини на електронейростимуляцію, і обрані найбільш перспективні з них. У перспективі подальшого розвитку даної тематики в роботі запропонована структурна схема приладу моніторингу нейром'язової блокади, його основні технічні характеристики, і запропонована концепція розвитку акселерометричного методу оцінки нейром'язової блокади.

Ключові слова: електронейростимуляція, нейром'язова блокада, нейром'язова провідність, міорелаксація.

АКТУАЛЬНОСТЬ РАБОТЫ. В современной медицинской практике применение общей анестезии является одним из ключевых факторов, позволяющих проводить хирургическое вмешательство с лечебной целью.

При анестезии применяют препараты, которые нарушают передачу возбуждения двигательного нерва к мышце – образования нейромышечной блокады (НМБ) проводимости импульсов с нерва на скелетную мышцу, которая осуществляется через синапсы, т.е. общей миорелаксации [1]. Общее название таких препаратов – миорелаксанты. С их помощью возможно направленно регулировать определённые функции организма. Стало возможным ведение наркоза на поверхностном уровне. Также появилась возможность применять искусственную вентиляцию легких. Были заложены основы прогрессивной концепции многокомпонентности анестезии. Расслабление скелетных мышц, достигаемое с помощью миорелаксантов, составляет один из основных компонентов комбинированной анестезии [2].

Вместе с новыми возможностями анестезии с применением миорелаксантов, в том числе короткого и ультракороткого действия, остались и старые проблемы общего наркоза: возможность сдвигов в работе сердца и легких, послеоперационная смертность, ухудшение памяти, выпадение волос, мы-

шечная слабость и т.д. Особенно остро данные симптомы проявляются у детей. Частота неадекватной НМБ на различных этапах операции колеблется от 15 до 20 %. Уровень глубины НМБ в конце оперативного вмешательства в 15 % случаев является неадекватным требованиям хирургов. Остаточная НМБ, по мнению хирургов, встречается в их практике в 28 % случаев, по мнению анестезиологов – в 33 % случаев. Это необходимо рассматривать как риск развития у пациентов возможных осложнений в послеоперационном периоде, связанных с остаточной кураризацией [3]. Использование современных миорелаксантов с более коротким временем действия не привели к исчезновению случаев остаточной кураризации [4, 5].

Клинические признаки, по которым можно судить о НМБ – мышечный тонус, изменение легочного сопротивления, объем дыхания, способность поднять голову, покашлять, высунуть язык, пожать руку и др. – неточны, и не способны обеспечить своевременную коррекцию дозы миорелаксантов, либо вообще не возможны в условиях общего наркоза. Это может привести либо к передозировке, либо, наоборот, – к недостаточной НМБ [1]. Знание же актуального в этот момент значения НМБ даёт возможность оптимально выбрать время для интубации и экстубации трахеи; поддерживать соответствующий уровень наркоза, путём введения опреде-

ленной дозы миорелаксанта; определить подходящий момент для устранения блокады [1].

Таким образом, разработка новых и усовершенствование уже существующих методов и средств инструментальной оценки НМБ является актуальной задачей.

Целью работы является рассмотрение существующих методов оценки НМБ, выбор наиболее актуального из них, а также разработка концепции для его усовершенствования на основании выявленных недостатков.

МАТЕРИАЛ И РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ.

Методом инструментальной оценки НМБ является интерпретация реакции мышцы пациента на электростимуляцию (ЭНС) – раздражение двигательных нервных проводников – мотонейронов импульсами электрического тока. Амплитуда вызванного мышечного сокращения в ответ на ЭНС отражает реакцию организма на действие миорелаксантов. При полной НМБ мышечные ответы на ЭНС не регистрируются.

Мониторинг НМБ осуществляется с помощью приборов, общая структурная схема которых показана на рис. 1. Конструктивно прибор может быть выполнен в виде модуля, подключаемого к хирургическому монитору пациента, либо в виде отдельного прибора. В зависимости от этого некоторые блоки на схеме могут отсутствовать.

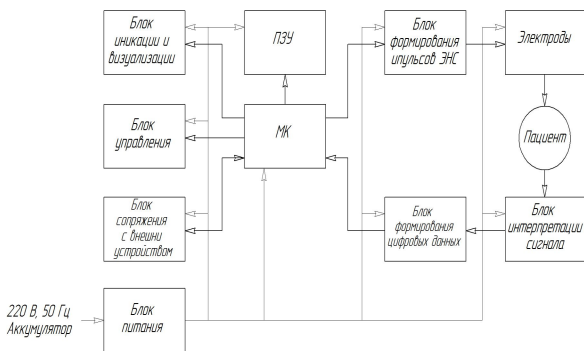


Рисунок 1 – Общая структурная схема прибора контроля НМБ

Центральным элементом является микроконтроллер. Он предназначен для: 1) подачи управляющих сигналов формирования ЭНС; 2) получения данных ответа мотонейронов, их цифровой обработки; 3) записи полученных данных на ПЗП; 4) вывода данных о состоянии НМБ на дисплей; 5) отправки данных на внешнее устройство; 6) получения управляющих сигналов с клавиатуры. Частота подачи управляющих сигналов может варьироваться от 0,1 до 200 Гц в зависимости от выбранного режима стимуляции. Частота опроса АЦП полученных сигналов составляет 10 кГц – как частота дискретизации сигнала при регистрации М-ответов.

Блок формирования импульсов в соответствии с управляющими сигналами МК создаёт прямоугольные униполярные импульсы тока.

Длительность импульса (рис. 2) t_1 составляет от 100 до 300 мкс ($d \leq 10\%$) (стандартное значение 200 мкс). Амплитуда силы тока стимуляции a – от 5 до 80 мА ($d \leq 10\%$). Длительность каждого из фронтов импульсов t_2 не более 15 % общей длительности.

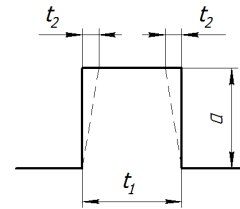


Рисунок 2 – Стандартный импульс

Для мониторинга НМБ применяют пять режимов ЭНС: *Single twitch (ST)*, *Train-of-four (TOF)*, *Tetanic (T)*, *Post tetanic count (PTC)*, *Double-burst stimulation (DBS)*.

1) *Режим ST* – стимуляция одиночными импульсами сверхмаксимальной амплитуды с интервалом $T = 1$ или 10 с.

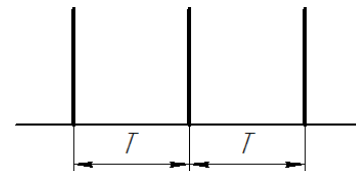


Рисунок 3 – ST-стимуляция

В основном используют частоту 0,1 Гц. Если частота больше 0,15 Гц, то вызванный отклик постепенно уменьшается, и оседает на более низком уровне [7]. До введения миорелаксантов замеряют контрольное значение ответа мышцы на стимуляцию, далее уровень НМБ определяют по отношению измеренного значения к контрольному. Этот режим часто применяется для определения амплитуды тока, необходимой для возбуждения всех нервных волокон нерва.

2) *Режим TOF* – стимуляция четырьмя импульсами сверхмаксимальной амплитуды (пачками). Интервал между импульсами в пачке $T_1 = 0,5$ с, между пачками – $T_2 = 10-12$ с.

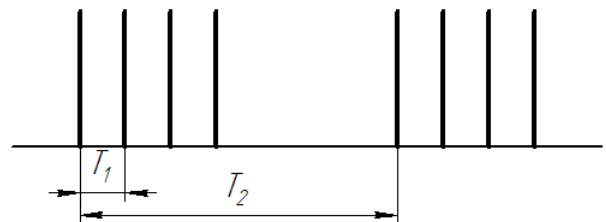


Рисунок 4 – TOF-стимуляция

По ответу мышцы определяют TOF-счетчик и TOF-отношение. TOF-счетчик – количество принятых ответов на пачку импульсов (от 0 до 4). TOF-отношение – отношение амплитуды принятого ответа на четвертый импульс в пачке к первому. По мере

введення миорелаксантов знижується амплітуда от першого к четвертому ответу. Соответственно изменяется значение TOF-отношения. При дальнейшем введении миорелаксантов, сначала пропадает четвёртый ответ, затем третий и т.д. При использовании этого режима стимуляции возможно оценивать динамику изменения НМБ. Также нет необходимости запоминать контрольного значения до введения релаксантов.

3) *Режим T* – стимуляция стандартными импульсами, идущими с интервалом T_3 от 10 до 30 мс в течение $T_4 = 5$ с.

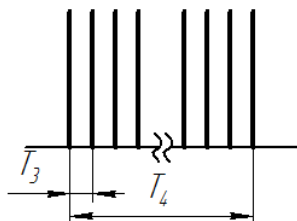


Рисунок 5 – T-стимуляция

Также существует предложение использовать стимуляцию более высокой частотой (200 Гц) – которое создает больший стресс для мышцы и, как следствие, большая чувствительность к меньшим дозам релаксантов [8]. T-стимуляцию используют для оценки остаточной НМБ.

4) *Режим PTC* – воздействие T-стимулами (интервал $T_3 = 20$ мс) в течение $T_4 = 5$ с, затем через $T_5 = 3$ с – ST-стимулами (с интервалом $T_6 = 1$ с в течение $T_7 = 5-10$ с), по которой оценивают уровень НМБ.

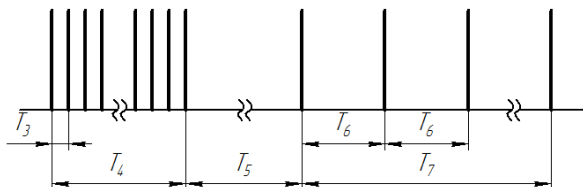


Рисунок 6 – PTC-стимуляция

Режим необходим вследствие того, что когда НМБ слабеет, перед тем, как появится первая реакция организма в виде ответа на TOF-стимуляцию, появляются ответы на посттетаническую стимуляцию, и, соответственно, мелкие подёргивания мышц. При сильной НМБ ответов на PTC-стимуляцию не регистрируется. Режим также используется для оценки времени, необходимого для восстановления после анестезии.

5) *Режим DBS* – двухразрядная стимуляция, состоит из двух пачек тетанической стимуляции (интервал между импульсами в пачке $T_3 = 20$ мс) сдвинутых друг от друга на $T_7 = 750$ мс. Пачки состоят из трёх и двух импульсов в каждой (DBS 3,2) или из трёх и трёх импульсов (DBS 3,3).

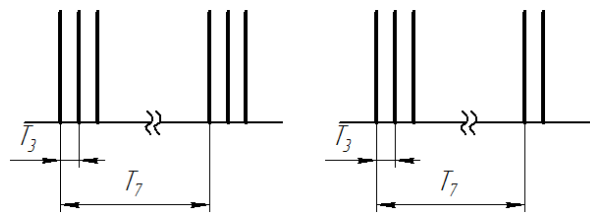


Рисунок 7 – DBS-стимуляция

Режим используют для оценки НМБ по клиническим признакам на стадии пробуждения. При отсутствии НМБ регистрируются два одинаковых по силе мышечных сокращения. При частичной НМБ второй ответ оказывается слабее первого.

Выбор режима ЭНС, на который организм будет оптимально отвечать, зависит от стадии наркоза. По классификации Гведела анестезия проходит в четыре стадии:

- 1) стадия аналгезии начинается с момента вдыхания паров эфира и продолжается в среднем 3–8 мин., после чего настает потеря сознания;
- 2) стадия возбуждения начинается сразу же после потери сознания и продолжается 1–5 мин., что зависит от индивидуальных особенностей больного, а также квалификации анестезиолога;
- 3) хирургическая (стадия «наркозного сна») – наступает через 12–20 мин. после начала общей анестезии, когда по мере насыщения организма эфиром происходит углубление торможения в коре головного мозга и подкорковых структурах;
- 4) стадия пробуждения – наступает после отключения эфира и характеризуется постепенным восстановлением рефлексов, тонуса мышц, чувствительности, сознания, в обратном порядке отображая стадии общей анестезии [9].

На начальных стадиях аналгезии оптимальным режимом является ST-режим; на стадии возбуждения – ST- и TOF-режимы, на хирургической стадии – PTC- и TOF-режимы; а на стадии пробуждения – DBS-режим [1].

Таким образом, инструментальная оценка НМБ должна проводиться с использованием режимов ST, TOF, PTC и DBS. Вследствие различных факторов может быть выбран неэффективный режим работы ЭНС, что может привести к неточной оценке НМБ.

Электроды необходимы для передачи стимулирующих импульсов на мышцу. Применяются поверхностные хлорсеребряные электроды с диаметром проводящей части 7–8 мм [10]. Для обеспечения стабильного контакта используют проводящий гель. Если необходимо стимулировать ткани с низкой проводимостью (пациенты с ожирением), то применяются игольчатые электроды. В этом случае ток 10 мА вызывает сверхмаксимальное сокращение [10].

Блок интерпретации сигнала обеспечивает оценку реакции мышцы на импульсы ЭНС. Различают такие методы интерпретации: механомиография (МехМГ), акселерометрия, фономиография (ФМГ) и электромиография (ЭМГ) [11].

1) *МехМГ*. Используется стимуляция мышцы *musculus adductor pollicis*, которая предварительно нагружается балластом массой 200–300 мг. Сила

сокращения приводящей мышцы большого пальца руки преобразуется в электрический сигнал, который впоследствии анализируется. Недостатком метода является необходимость жесткого фиксирования руки и предплечья, недостаточная точность, чувствительность к внешним воздействиям и громоздкостью оборудования.

2) *Акселерометрия*. В ответ на стимуляцию происходит сокращение мышцы, керамический пьезоэлектрический трансдюсер получает ускорение, в результате чего его масса давит на тензозлемент с силой, пропорциональной ускорению движения. Основным требованием для его проведения является достаточная подвижность сокращающейся мышцы.

3) *ФМГ*. Суть метода заключается в том, что во время сокращения мышцы создают акустическую волну (так называемый мышечный шум), который возможно зарегистрировать с помощью специального микрофона.

4) *ЭМГ*. Измерение вызванных электрических мышечных ответов. Для проведения электромиографии используют мышцы, иннервируемые *n. ulnaris* или *n. medianus*. Вызванные электромиографией ответы получают с мышц *thenar* или *hypothenar* кисти или с первой дорсальной *m. Interosseus*.

Наиболее перспективным методом является акселерометрический, т.к. он обладает такими преимуществами: датчики ускорения менее подвержены электромагнитным наводкам, возможность применять в проекции многих нервов. Данные метод имеет и ряд недостатков: невозможность использовать для оценки действия малых доз миорелаксантов [6], подвержен артефактам.

Целью усовершенствования данного метода является устранение приведенных недостатков. Для того, что бы оценивать действие малых доз миорелаксантов, необходимо применять высокочувствительные датчики ускорения. С их использованием появится проблема в оценке полученных данных, т.к. полезный сигнал будет малоразличим на фоне естественных «шумов» (движение места, где установлен датчик, вследствие естественных жизненных процессов, манипуляций при операции, артефактов). Что бы снизить «шумы» можно ввести в конструкцию сенсора дополнительный датчик, который устанавливается как можно ближе к первому, но так, чтобы он не находился в проекции стимулирующего нерва. Далее по сигналам основного и опорного датчика с помощью математического аппарата, можно точнее выделить полезный сигнал.

Блок формирования цифровых данных обеспечивает аналоговую фильтрацию сигналов интерпретатора, их усиление и преобразование в цифровой вид. В зависимости от используемого метода данный блок может отсутствовать (например, акселерометр выдает данные в цифровом виде). В случае использования, например, ЭМГ-метода, то необходимо обеспечить оцифровку сигнала напряжением от 0 до 60 000 мкВ с погрешностью не более 10 %. В этом случае выполняется усиление сигнала в 40 раз до опорного напряжения АЦП 2,5 В (типичная характеристика), получим диапазон от 0 до 2,4 В. Далее, используя 16-разрядный АЦП получим разре-

шение в $2,5 / 65535 \approx 38$ мкВ, т.е. получим разрешение большее, чем коэффициент усиления.

Постоянное запоминающее устройство (ПЗУ) необходимо для сохранения данных за весь период операции. Для ЭМГ-метода снимаются данные с трёх отведений, т.е. с частотой 10 кГц в промежуток времени $\approx 1,5$ с (для TOF режима) снимается 15 000 измерений. При использовании 16 разрядного АЦП эти данные будут занимать 30 000 байт ≈ 30 Кбайт памяти ПЗУ. Если проводить измерения с интервалом 10 с, то за 1 час операции данных накопится 30 Кбайт 10 измерений в минуту 60 минут = 18 000 Кбайт ≈ 18 Мбайт информации. Эти данные могут быть приложены к отчету о проведении операции, использованы в анализе реакции организма пациента на введения в организм миорелаксантов, проведение хирургических действий и др.

Блок индикации и визуализации прибора в зависимости от конструктивного исполнения может содержать дисплей, на котором выводятся данные о установленном режиме ЭНС, оценке ответа на ЭНС (например, значение TOF, количество TOF-ответов), заряд батареи питания, либо содержать только индикаторы включения прибора (если прибор выполнен в виде модуля – все данные выводятся на хирургическом мониторе пациента).

Блок управления прибора может содержать элементы управления, которые обеспечивают переключение режимов ЭНС, регулировку выходного значения силы тока ЭНС, управление записью данных, либо, если прибор выполнен в виде модуля, содержаться только кнопки «Вкл/Выкл» и «Старт/Стоп» диагностирования.

Блок сопряжения с внешним устройством выполняет передачу обработанных данных с модуля на монитор пациента и команды управления в обратном направлении. Если это отдельный прибор, то этот блок может передавать данные на персональный компьютер, либо, вообще, отсутствовать – данные могут быть сняты с ПЗП.

Блок питания прибора обеспечивает преобразование входного напряжение сети 220 В и 50 Гц (или батареи) в напряжение питания элементов прибора, в том числе в максимальное напряжение ЭНС 300 В.

ВЫВОДЫ. Мониторинг НМБ при операциях с использованием анестезии является необходимым для успешного выполнения операций и предотвращения осложнений в послеоперационный период. Клинические признаки оценки НМБ не способны обеспечить своевременную коррекцию дозы миорелаксанта. Для обеспечения инструментальной оценки НМБ используются приборы с представленной общей структурой. В качестве режимов диагностической ЭНС необходимо использовать ST-, TOF-, PTC- и DBS-режимы, которые интерпретируются методами ЭМГ и акселерометрии.

Дальнейшими перспективами развития мониторинга НМБ является улучшение методов интерпретации сигналов. Концепцией развития акселерометрического метода является разработка новой конструкции датчика, с применением высокочувствительных акселерометров, а также дополнительного «опорного» сенсора.

ЛИТЕРАТУРА

1. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга: учебное пособие. — Самара: Самар. гос. аэрокосм. ун-т., 1999. — 161 с.
2. Новые мышечные релаксанты в клинической анестезиологии / Б.Р. Гельфанд, Т.Ф. Гриненко, П.А. Кириенко, А.Г. Борзенко // *Consilium medicum*. — 2001. — № 1. — С. 4–10.
3. Неадекватная миоплегия и остаточная кураризация – значимость проблемы с точки зрения анестезиолога и хирурга / П.А. Кириенко, Е.С. Горобец, А.В. Бабаянц и др. // *Анестезиология и реаниматология*. — 2011. — № 5. — С. 35–38.
4. Brull S.J., Silverman D.G., Ehrenwerth J. Problems of recovery and residual neuromuscular blockade: pancuronium vs vecuronium // *Anaesthesiology*. — 1988. — Vol. 69. — P. 473.
5. Lenmarken C., Lifstrim J.B. Partial curarization in the postoperative period // *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. — 1984. — Vol. 28. — PP. 260–262.
6. Viby-Mogensen J., Casper C. Is the performance of acceleromyography improved with preload and nor-

malization? A comparison with mechanomyography // *Anesthesiology*. — 2009. — Vol. 110, № 6. — PP. 1261–1270.

7. Ali H.H., Savarese J.J. Stimulus frequency and doseresponse curve to d-tubocurarine in man // *Anesthesiology*. — 1980. — Vol. 52. — PP. 36–45.

8. Kopman A.F., Epstein R.H., Flashburg M.H. Use of 100-Hertz tetanus as an index of recovery from pancuronium induced non-depolarizing neuromuscular blockade // *Anesthesia and Analgesia*. — 1982. — Vol. 61. — PP. 439–41.

9. Бунятян А.А. Руководство по анестезиологии. // *Юридичний журнал*. — 2003. — № 1. — С. 39–40.

10. Babita Ghai, Jeetinder Kaur Makkar, Jyotsna Wig, *Neuromuscular Monitoring: A Review* // *Jornal of Anaesthesiology Clinical Pharmacology*. — 2006. — Vol. 4, № 22. — PP. 347–356.

11. Мониторинг нервно-мышечного блока в анестезиологии: учебно-методическое пособие / С.С. Грачев, А.Е. Скрягин, И.М. Ровдо, И.З. Яло-нецкий. — Минск: БГМУ, 2012. — 23 с.

MODERN METHODS OF NEUROMUSCULAR BLOCKADE MONITORING

F. Skrupskiy, G. Tymchik, N. Stel'mah

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"

vul. Ak. Yanygelya 7, Kyiv, 03056, Ukraine. E-mail: skrupskii.ph@gmail.com.

Monitoring of neuromuscular block (NMB) allows evaluating the state of patient muscle relaxation during anesthesia with aim to ensure timely corrective doses of anesthetics and to reduce negative consequences of anesthesia. Schematic of the device is shown in Figure 1. Elements of the device are: microcontroller, stimulation pulse generating unit, electrodes, signal interpretation unit, a unit for forming the digital data, read only memory, display unit, control unit, unit for interfacing with an external device, power supply unit. The NMB instrumental evaluation method is the interpretation of the reaction on the patient's muscles electroneurostimulation (ENS). Selecting procedure of ENS, which body responsibility will be optimally, depends on the stage of anesthesia. In the initial stage of analgesia the optimal mode is ST mode, for the step of excitation are ST and TOF modes, for surgical stage are PTS and TOF modes, and on the stage of awakening is DBS mode. The concept of development of the accelerometer method implies development of new sensor design using high-sensitivity accelerometers and additional "reference" sensor.

Keywords: electroneurostimulation, neuromuscular block, neuromuscular conduction, myorelaxation.

REFERENCES

1. Kalakytskiy, L.I. and Manelis, A.S. (1999), *Apparatura i metody klinicheskogo monitoringa* [Apparatus and methods of clinical monitoring], Samara State Aerospace University, Samara, Russia.
2. Gelfand, B.R., Grinenko, T.F., Kirienko, P.A. (2001), "New muscle relaxants in clinical anesthesia", *Consilium medicum*, no. 1, pp. 4–10.
3. Kirienko, P.A., Gorobec, E.S., Babajanc, A.V., Procenko, D.N., Smirnov, G.A., Shmakov, I.A., Gelfand, B.R. (2011), "Inadequate myoplegia and residual curarization – significance of the problem from the viewpoint of the anesthesiologist and the surgeon", *Anesteziologija i reanimatologija*, no. 5, pp. 35–38.
4. Brull, S.J., Silverman, D.G., Ehrenwerth, J. (1988), "Problems of recovery and residual neuromuscular blockade: pancuronium vs vecuronium", *Anaesthesiology*, vol. 69, p. 473.
5. Lenmarken, C., Lifstrim, J.B. (1984), "Partial curarization in the postoperative period", *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, vol. 28, pp. 260–262.
6. Viby-Mogensen, J., Casper, C. (2009), "Is the performance of acceleromyography improved with

preload and normalization? A comparison with mechanomyography", *Anesthesiology*, vol. 110, no. 6, pp. 1261–1270.

7. Ali, H.H., Savarese, J.J. (1980), "Stimulus frequency and doseresponse curve to d-tubocurarine in man", *Anesthesiology*, vol. 52, pp. 36–45.

8. Kopman, A.F., Epstein, R.H., Flashburg, M.H. "Use of 100-Hertz tetanus as an index of recovery from pancuronium induced non-depolarizing neuromuscular blockade" (1982), *Anesthesia and Analgesia*, vol. 61, pp. 439–441.

9. Bunjatjan, A.A. (2003), "Manual of Anesthesiology", *Juridichnij zhurnal*, no. 1, pp. 39–40.

10. Babita Ghai, Jeetinder Kaur Makkar, Jyotsna Wig (2006), *Neuromuscular Monitoring: A Review* *Jornal of Anaesthesiology Clinical Pharmacology*, vol. 4, no. 22, pp. 347–356.

11. Grachev, S.S., Skrjagin, A.E., Rovdo, I.M., Jaloneckij, I.Z. (2012), *Monitoring nervnomyshechnogo bloka v anesteziologi* [Monitoring of neuromuscular block in anesthesiology], Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus.

Стаття надійшла 20.11.2013.