

АКСЕЛЕРОМЕТРИЧЕСКИЙ МЕТОД МОНИТОРИНГА НЕЙРОМЫШЕЧНОЙ БЛОКАДЫ**Ф. В. Скрупский, Г.С. Тымчик, Н. В. Стельмах**

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»

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

Рассмотрен вопрос мониторинга нейромышечной блокады. Исследуемым методом выбран акселерометрический как наиболее перспективный. Основным требованием для исследования нейромышечной блокады акселерометрическим методом является достаточная подвижность сокращающейся мышцы. Метод невозможно использовать для оценки действия малых доз миорелаксантов. Определены требования для применяемого МЭМС акселерометра. Рассмотрены принципы оценки полученных данных акселерометра. Показаны недостатки метода на примере сокращения мышцы с разными уровнями нейромышечной блокады. Рассмотрены основные причины возникновения нежелательных «шумов». Для их уменьшения была разработана система снятия импульса ускорения мышечного сокращения с дополнительным акселерометром, для сбора «опорных» данных. Представлены результаты полученных данных этой системы.

Ключевые слова: акселерометрия, нейромышечная блокада, миорелаксация.

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

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

вул. Академіка Янгеля, 7, м. Київ, 03056, Україна. E-mail: skrypyskii.ph@gmail.com

Розглянуто питання моніторингу нейро'язової блокади. Досліджуваним методом обрано акселерометричний, як найбільш перспективний. Основною вимогою для дослідження нейро'язової блокади акселерометричним методом є достатня рухливість м'язу, що стимулюється. Метод неможливо використовувати для оцінки дії малих доз міорелаксантів. Визначено вимоги для застосовуваного МЕМС акселерометра. Розглянуто принципи оцінки отриманих даних акселерометра. Показано недоліки методу на прикладі скорочення м'язу з різними рівнями нейро'язової блокади. Розглянуто основні причини виникнення небажаних «шумів». Для їх зменшення була розроблена система зняття імпульсу прискорення м'язового скорочення з додатковим акселерометром, для збору «опорних» даних. Представлені результати отриманих даних цієї системи.

Ключові слова: акселерометрія, нейро'язова блокада, 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 возможно ведение наркоза на поверхностном уровне. Так же, 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, 3].

Клинические признаки (мышечный тонус, изменение легочного сопротивления, объем дыхания, способность поднять голову, покашлять, высунуть

язык, пожать руку и др.) дают возможность косвенно оценить уровень НМБ, но они неточны и не способны обеспечить своевременную коррекцию дозы миорелаксантов, либо вообще невозможны в условиях общего наркоза. Отсутствие своевременной коррекции миорелаксантов может привести либо к передозировке, либо, наоборот, – к недостаточной НМБ [1]. Что приводит к проблемам общего наркоза, к нежелательным его последствиям: аритмия и брадикардия с риском асистолии; гиперкалиемия; повышение внутричерепного, внутриглазного, внутрижелудочного давления; злокачественная гипертермия; повышению давления; нарушению в работе легких; послеоперационной смертности; ухудшению памяти; выпадению волос; мышечной слабости 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 не адекватным 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 [4]. Использование современных миорелаксантов с более коротким временем действия не привели к исчезновению случаев остаточной кураризации [5, 6].

Знание действительного значения НМБ даёт возможность оптимально выбрать время для интубации и экстубации трахеи; поддерживать соответствующий уровень наркоза; определить подходящий момент для устранения блокады [1].

По ходу оперативного вмешательства появление признаков восстановления НМП может являться сигналом для введения поддерживающей дозы миорелаксанта. При определении степени восстановления НМП и готовности пациента к эффективному самостоятельному дыханию и экстубации по окончании операции и анестезии наиболее надёжными являются тесты самостоятельного подъёма и удержания на весу в течение пяти секунд головы и прямой ноги. Однако выполнение пациентом этих тестов обычно соответствует лишь TOF 60–70 %, что с современных позиций о безопасности пациента не может гарантировать эффективное дыхание и контроль проходимости дыхательных путей в ближайшем послеоперационном периоде.

Методом инструментальной оценки НМБ является интерпретация реакции мышцы пациента на электронейростимуляцию (ЭНС). Наиболее распространённым методом инструментальной оценки НМБ является акселерометрический, т.к. он обладает такими преимуществами: датчики ускорения менее подвержены электромагнитным наводкам, метод возможно применять в проекции многих нервов. Но данный метод имеет и ряд недостатков: невозможность использовать для оценки действия малых доз миорелаксантов [7], подверженность артефактам.

Целью работы является разработка методов и конструкции датчика определения уровня НМБ акселерометрическим методом для устранения существующих недостатков.

МАТЕРИАЛ И РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ. Методом инструментальной оценки НМБ является интерпретация реакции мышцы пациента на электронейростимуляцию (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 [8].

Длительность импульса при стимуляции составляет от 100 до 300 мкс ($\delta \leq 10\%$) (стандартное значение 200 мкс). Амплитуда силы тока стимуляции а – от 5 до 80 мА ($\delta \leq 10\%$). Длительность каждого из

фронтов импульсов t_2 не более 15 % общей длительности.

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.

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

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

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 $T_7 = 5\text{--}10$ с), по которой оценивают уровень НМБ.

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).

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].

Различают такие методы интерпретации сигнала реакции мышцы на ЭНС: механомиография (МехМГ), акселерометрия, фономиография (ФМГ) и электромиография (ЭМГ) [9].

Акселерометрия впервые была применена в 1987 г. J.Viby Mogensen. Суть метода заключается в измерении ускорения как результата сокращения мышцы в ответ на стимуляцию периферического двигательного нерва. В основе акселерометрии лежит второй закон Ньютона. Если масса неизменна, то ускорение прямо пропорционально силе. Таким образом, имеется возможность измерения ускорения [9].

Акселерометрия – простой, но довольно точный метод. Основным требованием для его проведения является достаточная подвижность сокращающейся мышцы. К недостаткам метода относят невозможность его использования для оценки действия малых доз миорелаксантов [9].

Важное клиническое значение имеют следующие акселерометрические и электрофизиологические показатели [9]:

1. Время начала действия – скорость развития НМБ – время от начала введения миорелаксанта до

достижения полной депрессии ответа на стимуляцию ($TW \% = 0$). Время начала действия позволяет определить оптимальное время интубации трахеи, начало проведения ИВЛ и оперативного вмешательства.

2. Клиническая продолжительность действия, в которой можно выделить две фазы: интенсивную блокаду — время от момента исчезновения ответов на стимуляцию ($TW \% = 0$) до появления первого ответа в TOF (*Respl*) и умеренную (хирургическую) блокаду — время от момента появления первого ответа на TOF-стимуляцию до появления четвертого ответа на TOF. При регистрации только одного ответа из четырех возможный уровень НМБ оценивается величиной 90–95 %. С появлением всех четырех ответов уровень НМБ оценивается в 60–65 %. Присутствие одного или двух ответов свидетельствует об уровне НМБ, достаточном для проведения большинства хирургических вмешательств.

3. Время восстановления НМП, которое начинается с появления четвертого ответа на TOF-стимуляцию, что соответствует повышению амплитуды первого импульса ($TW1$) до 25 % от исходного уровня и выше.

Если TOF-отношение меньше 0,4 (40 %), пациент не может поднять голову или руки. Когда отношение достигает 0,6 (60 %), пациент может поднять голову на 3 с, но респираторные показатели все еще снижены (сила вдоха составляет 70 % от нормы). При отношении 0,7–0,75 (70–75 %) пациент может широко открыть глаза, высунуть язык, откашляться, поднять голову и удерживать ее в течение 5 с и более, показатели дыхания приходят в норму.

Точность всего метода в первую очередь зависит от точности применяемого датчика — МЭМС-акселерометра. В связи со спецификой применения к техническим параметрам датчика выдвигаются следующие требования.

1) Количество осей измерения — три (датчик может быть закреплен в любом положении, и его движение может происходить в любом направлении);

2) диапазон измеряемых ускорений — до 1g (физиологические особенности сокращения мышц, при применении на малоподвижных участках тела — 0,5g);

3) частота дискретизации — до 100 Гц (в режиме Т-стимуляции используется частота 50 Гц);

4) температурный диапазон работы — от 0 до 50 °C (оптимальная температура для проведения операций составляет 20 °C, тем не менее ничто не мешает определить уровень НМБ в более широком температурном диапазоне);

5) габаритный размер — не больше чем 10x10x5 мм (для удобства использования датчика).

Этим параметрам соответствует МЭМС-акселерометр ADXL313 [10].

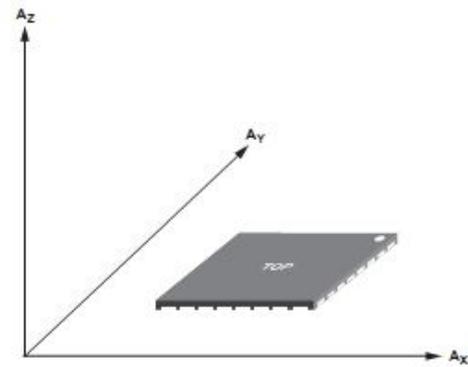


Рисунок 1 – Оси чувствительности ускорения

Он измеряет статическое ускорение гравитации Земли и динамическое ускорение движения (сокращения мышцы). При размещении акселерометра перпендикулярно поверхности земли (идеальное состояние, как показано на рис. 1) значения данных по осям будут $X_{out} = 0g$, $Y_{out} = 0g$, $Z_{out} = +1g$. На практике такого идеального расположения акселерометра добиться не удастся, и значения данных по осям будут соответствующими проекциями гравитации Земли. Пример данных, полученных с акселерометра в состоянии покоя, показан на рис. 2.

Соответственно, во время сокращения перемещение акселерометра происходит абсолютно в произвольном порядке, и значения данных по осям могут меняться от $-(1 + A)g$ до $+(1 + A)g$, где A — ускорение сокращения мышцы. Для удобного анализа данных по стандартной формуле находится модуль вектора (X_{out} , Y_{out} , Z_{out}) (рис. 3). В результате получаем сигнал с погрешностью измерения акселерометра и естественными шумами — артефактами движения.

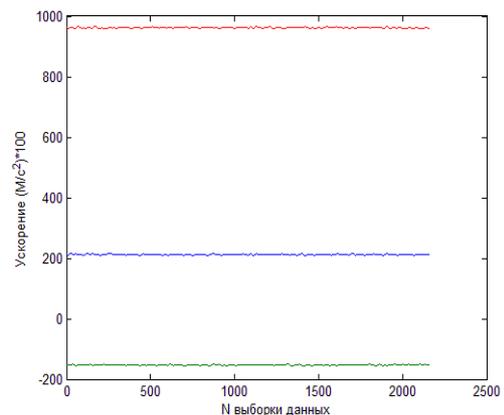


Рисунок 2 – Данные с акселерометра находящегося в состоянии покоя

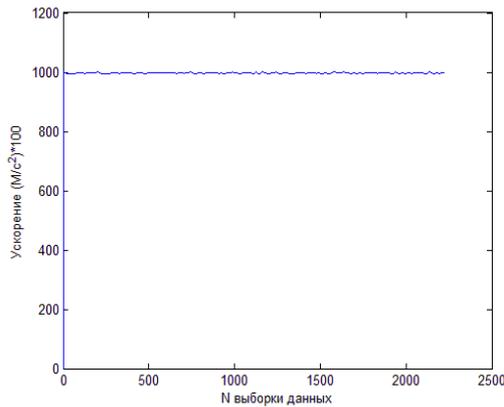


Рисунок 3 – Модуль вектора данных акселерометра находящегося в состоянии покоя

На рис. 4 представлен график модуля вектора данных акселерометра при оценке уровня НМБ – пример пачек четырёх сокращений при отсутствии НМБ, малом НМБ, и умеренном НМБ. Как видно из рисунка, оценить сигнал при умеренном НМБ крайне сложно, либо вообще невозможно из-за наличия разного рода «шумов».

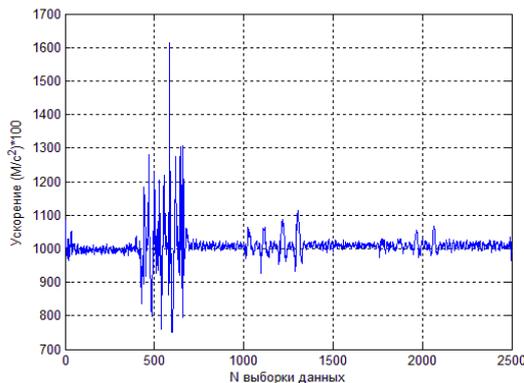


Рисунок 4 – Модуль вектора данных акселерометра в момент импульса

Основными причинами возникновения значительных шумов является артефакты движения. Для их уменьшения была разработана новая система снятия импульса ускорения мышечного сокращения. В конструкцию сенсора добавлен дополнительный акселерометр, который выполняет функцию сбора «опорных» данных. Основной акселерометр устанавливается в проекции стимулирующего нерва, а дополнительный – вне её. Таким образом, результирующий вектор вычисляется по формуле:

$$\vec{A} = \vec{A}_{осн} - \vec{A}_{он}, \quad (1)$$

где $\vec{A}_{осн}$ – модуль вектора данных основного акселерометра; $\vec{A}_{он}$ – модуль вектора данных опорного акселерометра. Таким образом, результирующий вектор имеет двойную погрешность измерения акселерометра, но не имеет артефактов дви-

жения. Результаты измерений данной системы представлены на рис. 5.

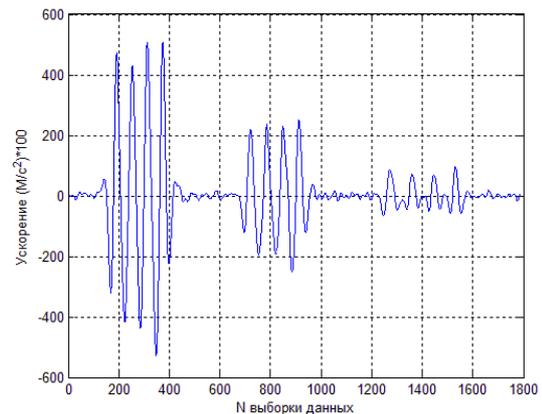


Рисунок 5 – Модуль результирующего вектора данных

ВЫВОДЫ. Метод акселерометрии при измерении НМБ дает достоверные данные. Однако метод невозможно использовать для оценки действия малых доз миорелаксантов. К применяемым акселерометрам выдвигаются следующие требования: три оси измерения, диапазон измеряемых ускорений до 1g, 100 Гц частота дискретизации, рабочий температурный диапазон работы от 0 до 50 °С, габаритный размер 10x10x5 мм. Этим параметрам соответствует МЭМС-акселерометр ADXL313. По данным акселерометра рассчитывается его модуль. Оценить сигнал при умеренном НМБ сложно из-за наличия «шумов», большую часть которых составляют артефакты движения. Для их уменьшения разработана новая система снятия импульса ускорения мышечного сокращения. В конструкцию сенсора добавлен дополнительный акселерометр, выполняющий функцию сбора «опорных» данных. Основной акселерометр устанавливается в проекции стимулирующего нерва, а дополнительный – вне неё. Результирующий вектор вычисляется как разность между модулем вектора основного и опорного акселерометров. Результирующий вектор имеет двойную погрешность измерения акселерометра, но не имеет артефактов движения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга: учеб. пос. – 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. Бунятян А.А. Руководство по анестезиологии. – М.: Медицина, 1994. – 656 с.
4. Неадекватная миоплегия и остаточная курация – значимость проблемы с точки зрения анестезиолога и хирурга / П.А. Кириенко, Е.С. Го-

робець, А.В. Бабаянц и др. // Анестезиология и реаниматология. – 2011. – № 5. – С. 35–38.

5. Lenmarken, C., Lifstrim, J.B., Partial curarization in the postoperative period // *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. – 1984. – Vol. 28. – PP. 260–262.

6. Brull S.J., Silverman D.G., Ehrenwerth J. Problems of recovery and residual neuromuscular blockade: pancuronium vs vecuronium // *Anesthesiology*. – 1984. – Vol. 69. – P. 473.

7. Viby-Mogensen, J., Casper, C. Is the performance of acceleromyography improved with preload and normalization? A comparison with mechanomyography // *Anesthesiology*. – 2009. – Vol. 110, № 6. – PP. 1261–1270.

8. Скрупский Ф.В., Тымчик Г.С., Стельмах Н.В. Современные методы мониторинга нейромышечной блокады // *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського*. – 2013. – Вип. 6/2013 (83). – С. 59–63.

9. Мониторинг нервно-мышечного блока в анестезиологии: учеб.-метод. пос. / С.С. Грачев, А.Е. Скрыгин, И.М. Ровдо, И.З. Ялонецкий. – Минск: БГМУ, 2012. – 23 с.

10. Analog Devices. Цифровой акселерометр ADXL313. Спецификация. – 2014 [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXL313.pdf.

ACCELEROMETRIC METHOD OF NEUROMUSCULAR BLOCKADE MONITORING

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

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"

vul. Akad. Yangel'ya, 7, Kyiv, 03056, Ukraine. E-mail: skrupskii.ph@gmail.com

The accelerometric method of neuromuscular blockade measurement provides reliable data. However, this method cannot be used to assess the effects of low doses of muscle relaxants. The accelerometers used require the following: 3-axis measuring range of the measured accelerations up to 1g, 100 Hz sampling rate, the range of working temperatures from 0 to 50 °C, the overall size of 10x10x5 mm. These parameters satisfy the needs of MEMS accelerometer ADXL313. According to the accelerometers data obtained the accelerometer module was calculated. It is difficult to measure signal rate with moderate NMB because of the "noise" – motion artifacts. To reduce those noises, a new system for lifting the acceleration pulse of muscle contraction has been developed. An additional accelerometer sensor to the monitor has been added to collect the "reference" data. The basic accelerometer is installed in stimulating nerve projections and the additional one is outside. The resulting vector is calculated as the difference between the basic module and the reference vector of the accelerometers. The resulting vector has the dual accelerometer measurement error, but it also has no motion artifacts.

Key words: electroneurostimulation, neuromuscular blockade, neuromuscular conduction, myorelaxation.

REFERENCES

1. Kalakyt'skiy, 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. Bunyatjan, A.A. (1994), "*Rukovodstvo po anesteziologii* [Manual of Anesthesiology]", Moscow, Russia.

4. Kirienko, P.A., Gorobec, E.S., Babajanc, A.V. et al (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.

5. Lenmarken, C., Lifstrim, J.B. (1984), "Partial curarization in the postoperative period", *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, vol. 28, pp. 260–262.

6. Brull S.J., Silverman D.G., Ehrenwerth J. (1988), "Problems of recovery and residual neuromuscular blockade: pancuronium vs vecuronium", *Anesthesiology*, vol. 69, p. 473.

7. 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.

8. Skrupskiy, F.V., Tymchik, G.S., Stel'mah, N.V. (2014), "Modern methods of monitoring neuromuscular blockade", *Transactions of Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskiy National University*, vol. 6, no. 83, pp. 59–63.

9. Grachev, S.S., Skryagin, A.E., Rovdo, I.M., Jaloneckij, I.Z. (2012), *Monitoring nervnomyshechno-bloka v anesteziologii* [Monitoring of neuromuscular block in anesthesiology], Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus.

10. (2014), "Digital Accelerometer ADXL313. Data Sheet", Analog Devices, available at: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXL313.pdf.

Стаття надійшла 29.04.2014.