

DOI: 10.29413/ABS.2021-6.1.11

Применение аспиратора Раабе при проведении интраоперационного нейрофизиологического мониторинга во время декомпрессивно-стабилизирующих вмешательств по поводу дегенеративных заболеваний и травм поясничного отдела позвоночника

Бобряков Н.А.¹, Джумабаев А.Х.¹, Хамидуллин Ф.Г.¹, Цыренжапов А.М.¹, Середа Э.В.^{1,2}, Петров С.И.^{1,2}, Белослудцев П.А.¹, Ангархаев Э.А.¹, Тархов А.Ю.¹, Максимов К.П.¹, Пономарёв А.А.¹

¹ ГБУЗ «Иркутская орден «Знак почёта» областная клиническая больница» (664049, г. Иркутск, Юбилейный, 100, Россия);

² Иркутская государственная медицинская академия последипломного образования – филиал ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» Минздрава России (664049, г. Иркутск, Юбилейный, 100, Россия)

Автор, ответственный за переписку: Бобряков Николай Алексеевич, e-mail: irkutsk102013@gmail.com

Резюме

Обоснование. Зонд Раабе – это аспиратор с возможностями монополярного картирования моторных проводящих путей. Ряд технических характеристик позволяет использовать его при проведении интраоперационного нейрофизиологического мониторинга во время задней стабилизации поясничного отдела позвоночника.

Цель исследования: анализ опыта применения зонда Раабе при проведении интраоперационного нейрофизиологического мониторинга во время задней стабилизации поясничного отдела позвоночника.

Методы. В исследование включено 98 пациентов с дегенеративными изменениями и травмами поясничного отдела позвоночника, из них 55 женщин и 43 мужчины, средний возраст – 56,3 ± 12,8 года. По объёму операции: 85 случаев (86,7 %) – декомпрессия позвоночного канала со стабилизацией дорзальными и вентральными имплантами, 12 случаев (12,2 %) – декомпрессия позвоночного канала со стабилизацией дорзальными имплантами, 1 случай (1,0 %) – стабилизация дорзальным имплантом без декомпрессии. Все операции проведены с применением интраоперационного нейрофизиологического мониторинга по методике В. Салаписе с использованием зонда Раабе.

Результаты. При критическом пороге М-ответа 12 мА – чувствительность метода составляет 94 %, специфичность – 97 %. При сравнении порогов М-ответа на этапе стимуляции винтов не было выявлено статистически значимых различий между группами истинно положительных и ложноположительных результатов как для заинтересованных ($p = 0,09$), так и для интактных ($p = 0,16$) винтов. На этапе стимуляции импактора порог М-ответа в группе истинно положительных результатов составил 11,39 ± 7,97 мА, в группе ложноположительных результатов – 24,16 ± 8,85 мА ($p < 0,05$).

Заключение. Применение зонда Раабе при проведении интраоперационного нейрофизиологического мониторинга во время задней стабилизации поясничного отдела позвоночника системой транспедикулярной фиксации показало высокую чувствительность и специфичность метода. Наиболее достоверным признаком повреждения стенки ножки позвонка является снижение порога М-ответа ниже 12 мА на этапе стимуляции импактора.

Ключевые слова: интраоперационный нейрофизиологический мониторинг, транспедикулярная фиксация, электромиография, порог М-ответа

Для цитирования: Бобряков Н.А., Джумабаев А.Х., Хамидуллин Ф.Г., Цыренжапов А.М., Середа Э.В., Петров С.И., Белослудцев П.А., Ангархаев Э.А., Тархов А.Ю., Максимов К.П., Пономарёв А.А. Применение аспиратора Раабе при проведении интраоперационного нейрофизиологического мониторинга во время декомпрессивно-стабилизирующих вмешательств по поводу дегенеративных заболеваний и травм поясничного отдела позвоночника. *Acta biomedica scientifica*. 2021; 6(1): 81-87. doi: 10.29413/ABS.2021-6.1.11.

The Use of the Raabe Aspirator in Intraoperative Neurophysiological Monitoring during Decompression and Stabilization Interventions for Degenerative Diseases and Injuries of the Lumbar Spine

Bobriakov N.A.¹, Dzhumabaev A.Kh.¹, Khamidullin F.G.¹, Tsyrenzhapov A.M.¹, Sereda E.V.^{1,2}, Petrov S.I.^{1,2}, Kondrashev A.M.¹, Belosludtsev P.A.¹, Angarkhaev E.A.¹, Tarkhov A.Yu.¹, Maksimov K.P.¹, Ponomarev A.A.¹

¹ Irkutsk Regional Clinical Hospital (Yubileyniy 100, Irkutsk 664049, Russian Federation); ² Irkutsk State Medical Academy of Postgraduate Education – Branch Campus of the Russian Medical Academy of Continuing Professional Education (Yubileyniy 100, Irkutsk 664049, Russian Federation)

Corresponding author: Nikolai A. Bobriakov, e-mail: irkutsk102013@gmail.com

Abstract

Background. Raabe probe is a suction device with monopolar motor fibers mapping capabilities. A number of technical characteristics make it possible to use it for intraoperative neurophysiological monitoring during posterior lumbar fusion surgery.

The aim of this study was to analyze our experience of Raabe probe using for intraoperative neurophysiological monitoring during posterior lumbar fusion surgery.

Methods. Ninety-eight patients (55 women and 43 men) with degenerative changes and injuries of the lumbar spine were included into the study, mean age – 56.3 ± 12.8 years. Patients underwent the following operations: 85 cases (86.7 %) – spinal roots decompression with fusion by dorsal and ventral implants, 12 cases (12.2 %) – decompression with only dorsal fusion, 1 case (1.0 %) – dorsal fusion without decompression. In all cases intraoperative neurophysiological monitoring control by B. Calancie method with Raabe probe using was performed.

Results. With a critical current threshold of 12 mA, the sensitivity of the method is 94 %, the specificity is 97 %. Comparing the thresholds of the M-response at the stage of screw stimulation, no statistically significant differences were found between the groups of true-positive and false-positive results, both for interested ($p = 0.09$) and intact ($p = 0, 16$) screws. At the stage of the impactor stimulation, the threshold of the M-response in the true-positive group made 11.39 ± 7.97 mA, and in the false-positive group – 24.16 ± 8.85 mA ($p < 0.05$).

Conclusion. Raabe probe application for intraoperative neurophysiological monitoring during posterior lumbar fusion surgery show the high sensitivity and specificity. The most reliable sign of pedicle wall breach is a threshold below than 12 mA at the stage of the impactor stimulation.

Key words: intraoperative neurophysiological monitoring, pedicle screw, electromyography, threshold

For citation: Bobriakov N.A., Dzhumabaev A.Kh., Khamidullin F.G., Tsyrenzhapov A.M., Sereda E.V., Petrov S.I., Kondrashev A.M., Belosludtsev P.A., Angarkhaev E.A., Tarkhov A.Yu., Maksimov K.P., Ponomarev A.A. The Use of the Raabe Aspirator in Intraoperative Neurophysiological Monitoring during Decompression and Stabilization Interventions for Degenerative Diseases and Injuries of the Lumbar Spine. *Acta biomedica scientifica*. 2021; 6(1): 81-87. doi: 10.29413/ABS.2021-6.1.11.

ОБОСНОВАНИЕ

Транспедикулярная фиксация широко используется в лечении дегенеративных изменений, деформаций и травматических повреждений позвоночника [1]. Риск повреждения спинномозговых корешков вследствие ятрогенного нарушения целостности медиальной стенки ножки позвонка во время задней стабилизации составляет 0,8–10 % [2, 3, 4]. Мальпозиция винта может привести к повреждению спинного мозга, спинномозговых корешков и крупных сосудов, что приводит к развитию как боли и парестезий в лёгких случаях, так и паралича нижних конечностей и тазовых нарушений в тяжёлых случаях [3, 5]. К классическим методикам верификации оптимальной установки винта относятся механическое зондирование стенок сформированного для винта канала, интраоперационная флюороскопия, интраоперационная навигация, применение портативных устройств измерения электропроводности тканей, а также спонтанная (free run) и стимуляционная (triggered) электромиография (сЭМГ) [6].

Методика сЭМГ при установке транспедикулярных винтов была разработана канадским нейрохирургом и нейрофизиологом Blair Calancie в 1992 г. [7]. Она заключается в монополярной катодной ритмической электростимуляции спинномозгового корешка, находящегося в непосредственной близости от зоны оперативного вмешательства, посредством проведения тока через инструменты и/или винт, с регистрацией потенциала действия мышцы, входящей в состав миотома, который иннервируется данным корешком. Учитывая высокое электрическое сопротивление костной ткани, минимальная (пороговая) сила тока, способная вызвать измеримый М-ответ, в случае, если опорный элемент со всех сторон окружён костной тканью, будет достаточно высока, соответственно, при нарушении целостности костной стенки и близости инструмента к спинномозговому корешку порог М-ответа значительно снижается [8]. сЭМГ-мониторинг имеет ряд преимуществ в сравнении с другими методами верификации корректной установки винтов: объективность, относительно низкая стоимость, минимальное увеличение продолжительности операции, уменьшение лучевой нагрузки на пациента и медперсонал [1].

Можно выделить шесть типов монополярных ручных стимуляторов, использующихся разными авторами при установке транспедикулярных винтов, каждый из кото-

рых имеет свои достоинства и недостатки, непосредственно влияющие на результаты исследований:

- 1) стимуляторы Prass типа «flush-tip» с цилиндрической формой кончика [9, 10];
- 2) стимуляторы типа «ball-tip» с шарообразной формой кончика диаметром 2–3 мм и изолированным стержнем [11, 12, 13], в том числе с ограничителем, позволяющим расположить кончик стимулятора в точке, максимально близкой к спинномозговому корешку [14];
- 3) стимуляторы типа «Аллигатор» в виде клипса, помещаемого на винты или хирургические инструменты [1, 7, 15];
- 4) назофарингеальный электрод [4];
- 5) стимуляторы-глубиномеры с толстым изолированным стержнем и встроенной линейкой [16];
- 6) стимуляторы-хирургические инструменты (дрель, импактор и др.)

Зонд Раабе (ЗР) относится к последней группе и представляет собой аспиратор с возможностями монополярного картирования [17]. Изначально он был создан для картирования моторных проводящих путей и контроля за их состоянием при удалении глиальных опухолей головного мозга. Ряд характеристик зонда, таких как изоляция трубки аспиратора, за исключением кончика, препятствующая шунтированию тока, диаметр, сопоставимый с диаметром канала для винта, а также оптимальная длина позволяют применять его для проведения сЭМГ во время задней стабилизации пояснично-крестцового отдела позвоночника как открытым, так и транскутаным способом. Однако в доступной нам литературе мы не нашли данных об опыте применения ЗР для проведения интраоперационного нейрофизиологического мониторинга (ИОНМ) во время вертебрологических операций.

ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Анализ опыта применения аспиратора Раабе при проведении интраоперационного нейрофизиологического мониторинга во время задней стабилизации поясничного отдела позвоночника системой транспедикулярной фиксации.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

За период 2017–2019 гг. на базе нейрохирургического отделения ГБУЗ ИОКБ проведено 739 стабилизи-

рующих вмешательств на позвоночнике. В исследование включено 98 (13,3 %) пациентов с дегенеративными изменениями и травмами поясничного отдела позвоночника и груднопоясничного перехода, оперированных с применением ИОНМ, из них 55 женщин и 43 мужчины, средний возраст – $56,3 \pm 12,8$ года. 33 операции (33,7 %) выполнены по поводу дегенеративного стеноза позвоночного канала (M48.0), 44 операции (44,9 %) – по поводу соединительнотканного и дискового стеноза межпозвоночных отверстий (M99.7), 8 операций (8,2 %) – по поводу спондилолистеза (M43.1), 9 операций (9,2 %) – по поводу грыжи межпозвоночного диска (M51.1), 3 операции (3,1 %) – по поводу закрытой позвоночно-спинальной травмы (S32.0) и 1 операция (1,0 %) – по поводу постменопаузального остеопороза с патологическим переломом (M80.0).

По объёму операции: 85 случаев (86,7 %) – декомпрессия позвоночного канала со стабилизацией дорзальными и вентральными имплантами, из них 1 случай – с применением вертебропластики костным цементом, 12 случаев (12,2 %) – декомпрессия позвоночного канала со стабилизацией дорзальными имплантами (из них в 1 случае – транскутаным способом), 1 случай (1,0 %) – стабилизация дорзальными имплантами транскутаным способом без декомпрессии.

ИОНМ проводился при помощи 4-канального нейромонитора Viking Quest 11.0 (Nicolet Biomedical, США). Тестовые электрические импульсы подавались через зонд-аспиратор А. Раабе (Inomed Medizintechnik GmbH, Германия). Проводилась монополярная ритмическая катодная стимуляция импульсами прямоугольной формы частотой 3,1 Гц, длительностью 0,2 мс. Для определения порога силу тока постепенно наращивали до получения различного М-ответа не более чем до 50 мА. Критическим порогом М-ответа изначально считали 10 мА. Референтный игольчатый электрод (анод) размещали в мягких тканях вблизи каудального угла раны. При установке каждого винта стимуляция проводилась 4-кратно путём касания ЗР к хирургическим инструментам (импактор, метчик), размещения ЗР в сформированном канале винта и касания к стержню установленного винта. Регистрация сЭМГ проводилась с помощью игольчатых электродов длиной 10–20 мм, размещённых в двигательных точках мышц нижних конечностей на расстоянии 2–4 см (биполярные отведения). В зависимости от уровня оперативного вмешательства использовались следующие мышечные группы: L_{IV} , L_{III} – *m. adductor magnus*, L_{IV} – *m. quadriceps femoris*, L_V – *m. tibialis anterior*, S_1 – *m. gastrocnemius*. Параметры регистрации: полоса пропускания фильтра – 10 Гц – 10 кГц, эпоха анализа для free run ЭМГ – 2 с (200 мс/деление), для triggered ЭМГ – 100 мс (10 мс/деление), чувствительность усилителя – 50 мкВ/деление. В двух случаях, при операциях на груднопоясничном переходе, дополнительно проводилась регистрация транскраниальных моторных вызванных потенциалов (ТКМВП).

Всего с применением ИОНМ установлено 467 винтов, из них под контролем сЭМГ – 457 винтов, что в среднем составляет $4,7 \pm 1,2$ винта на пациента, под контролем ТКМВП – 10 винтов.

Все пациенты оперированы под общей анестезией. При регистрации только сЭМГ использовались ингаляционные анестетики (Севофлуран 0,7–2,5 % МАК или Десфлуран 2,3–8,0 % МАК), при регистрации сЭМГ и

ТКМВП использовали Пропофол 1,5–5,8 мг/кг/час и Фентанил 0,01–0,15 мг/кг. При открытых операциях на этапе интубации и доступа использовали миорелаксанты средней продолжительности действия (Атракурия безилаат 50 мг в/в болюсно или Рокурония бромид 0,6–1,0 мг/кг), при транскутаных операциях на этапе интубации использовали короткодействующие миорелаксанты (Суксаметония хлорид 0,2–1,0 мг/кг). По завершении доступа, после установки маркерных спиц осуществлялась оценка нервно-мышечной передачи с помощью методики «train-of-four». У всех пациентов на этом этапе данный показатель составлял 90–100 %.

Все пациенты подписали информированное согласие на участие в исследовании. Протокол исследования одобрен этическим комитетом ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак Почёта» областная клиническая больница» (протокол № 68 от 20.02.2017 г.).

Статистическая обработка результатов проводилась с помощью онлайн-калькуляторов веб-ресурса www.medstatistic.ru и программы Microsoft Excel. Описание вариабельности полученных данных осуществлялось в виде среднего значения (M) и стандартного отклонения (SD). Оценка достоверности различий производилась с помощью критерия Манна – Уитни.

РЕЗУЛЬТАТЫ

При сопоставлении рентгенологических и нейрофизиологических данных были выделены следующие группы результатов ИОНМ:

1. Истинно отрицательные (ИО) – порог М-ответа был выше критического, повреждения медиальной стенки ножек позвонков не выявлено.

1.1. рентген-негативные (РН) – переустановка винтов не потребовалась.

1.2. рентген-позитивные (РП) – потребовалась переустановка винтов по данным интраоперационной флюороскопии по причине малого педикулярного угла, мальпозиции винта в диск и т. п.

2. Истинно положительные (ИП) – порог М-ответа был ниже критического, что в совокупности с данными интраоперационной флюороскопии повлекло за собой изменение траектории ввода или переустановку винта, либо на этапе декомпрессии позвоночного канала подтверждено повреждение медиальной стенки ножки позвонка и мальпозиция винта в позвоночный канал.

3. Ложноположительные (ЛП) – порог М-ответа был ниже критического, но по данным интраоперационной флюороскопии положение винтов было удовлетворительным, на этапе декомпрессии явных признаков мальпозиции винта в позвоночный канал не выявлено.

4. Ложноотрицательные (ЛО) – порог М-ответа был выше критического, но по рентгенологическим данным выявлены признаки повреждения медиальной стенки ножки позвонка и мальпозиции винта в канал, что в дальнейшем было подтверждено на этапе декомпрессии позвоночного канала.

На основании полученных данных было установлено, что при критическом пороге М-ответа, равном 10 мА, методика отличается высокой специфичностью и средней чувствительностью. Оптимальные значения чувствительности и специфичности метода достигаются, если считать критическим порог М-ответа, равный 12 мА (табл. 1).

Таблица 1
Изменение чувствительности и специфичности методики в зависимости от выбора критического порога М-ответа
Table 1
Change in the sensitivity and specificity of the technique depending on the choice of the critical threshold of the M-response

Порог	10,0 мА	11,0 мА	11,5 мА	12 мА	13 мА
ИП (а)	24	29	31	34	34
ЛП (b)	5	6	7	11	20
ЛО (с)	12	7	3	2	2
ИО (d)	416	415	416	410	401
Чувствительность	0,67	0,81	0,91	0,94	0,94
Специфичность	0,99	0,99	0,98	0,97	0,95

Примечание. ИП – истинно положительные результаты; ЛП – ложноположительные результаты; ЛО – ложноотрицательные результаты; ИО – истинно отрицательные результаты.

После распределения пациентов и установленных им винтов по вышеуказанным группам, с учётом рассчитанного оптимального критического порога М-ответа, были вычислены средние пороги М-ответов для интактных (не требовавших переустановки) и для заинтересованных (требовавших переустановки по рентгенологическим, нейрофизиологическим или и тем, и другим данным) винтов (табл. 2). При сравнении групп ИП и ЛП результатов между собой не было выявлено статистически значимых различий как для заинтересованных ($p = 0,09$), так и для интактных ($p = 0,16$) винтов.

При анализе порогов М-ответа на каждом этапе установки винта наиболее высокие их значения наблюдались при стимуляции импактора, с последующим

постепенным уменьшением при стимуляции метчика, отверстия и винта (табл. 3). Сравнительная оценка порогов М-ответа в ранее выделенных нами группах показала, что данная закономерность характерна для всех групп, кроме группы рентген-позитивных ИО, где наблюдалось некоторое повышение порога на этапе стимуляции канала винта и группы ЛП результатов, где отмечено некоторое нарастание порога на этапе стимуляции винта. Также было показано, что в группе ИП результатов средний порог М-ответа при стимуляции импактора составил $11,39 \pm 7,97$ мА, что соответствует представленным выше расчётным данным об оптимальном пороге М-ответа с максимальной чувствительностью и специфичностью (табл. 3).

Сравнение порогов М-ответа на этапе стимуляции импактора показало достоверно меньший порог М-ответа в группе ИП результатов в сравнении с группой ЛП результатов ($p < 0,05$).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Несмотря на почти 30-летнюю историю метода, на сегодняшний день нет единого мнения относительно того, какой порог М-ответа считать критическим, каковы оптимальные параметры стимуляции, а также как обойти ряд ограничений метода. По результатам метаанализов было показано, что снижение критического порога М-ответа с 10–15 мА в более ранних исследованиях до 4–5 мА в более поздних сопровождается снижением чувствительности и повышением специфичности метода. Также было показано, что стимуляция на каждом этапе установки винта (импактор, метчик/дрель, отверстие,

Таблица 2
Результаты измерения порогов М-ответа при стимуляции винтов
Table 2
Results of measuring the M-response thresholds during screw stimulation

Группы	n	Винтов		Средний порог (M ± SD)	
		З	И	З	И
1. Истинно отрицательные					
1.1. рентген-негативные	52	–	231	–	$33,9 \pm 10,2$ мА
1.2. рентген-позитивные	10	14	38	$23,4 \pm 9,5$ мА	$33,0 \pm 9,9$ мА
2. Истинно положительные	26	33	95	$8,0 \pm 2,6$ мА	$30,2 \pm 11,2$ мА
3. Ложноположительные	8	11	27	$9,6 \pm 2,5$ мА	$27,2 \pm 10,8$ мА
4. Ложноотрицательные	2	2	6	$22,6 \pm 12,6$ мА	$27,7 \pm 7,3$ мА

Примечание: n – число пациентов, З – заинтересованные винты, И – интактные винты.

Таблица 3
Пороги М-ответа (M ± SD) на разных этапах установки транспедикулярных винтов
Table 3
M-response thresholds (M ± SD) at different stages of pedicle screw placement

Группы пациентов	Импактор	Метчик	Отверстие	Винт
ИО рентген-негативные	$43,08 \pm 8,74$ мА	$41,63 \pm 9,14$ мА	$37,31 \pm 11,99$ мА	$35,85 \pm 11,23$ мА
ИО рентген-позитивные	$37,63 \pm 13,27$ мА	$21,63 \pm 9,95$ мА	$26,13 \pm 16,10$ мА	$22,06 \pm 8,90$ мА
ИП	$11,39 \pm 7,97$ мА	$2,51 \pm 4,31$ мА	$1,07 \pm 2,61$ мА	$0,74 \pm 1,97$ мА
ЛП	$24,16 \pm 8,85$ мА	$14,73 \pm 5,67$ мА	$11,15 \pm 6,44$ мА	$14,40 \pm 5,12$ мА
ЛО	40,5 мА	39,6 мА	35,2 мА	$22,60 \pm 12,56$ мА
Все группы	$40,46 \pm 11,64$ мА	$37,76 \pm 13,62$ мА	$34,23 \pm 13,91$ мА	$32,75 \pm 13,89$ мА

Примечание. ИО – истинно отрицательные результаты; ИП – истинно положительные результаты; ЛП – ложноположительные результаты; ЛО – ложноотрицательные результаты.

винт) и комбинация разных типов стимуляторов значимо повышает как чувствительность, так и специфичность метода [18]. Мы показали, что при использовании ЗР оптимальные значения чувствительности и специфичности достигаются, если считать критическим порог М-ответа, равный 12 мА. При измерении порога М-ответа на каждом этапе установки винта происходит снижение его, которое можно описать уравнением линейной регрессии $y = 42,97 - 2,67 \times x$, где x – этап установки винта (1 – импактор, 2 – метчик, 3 – отверстие, 4 – винт), y – ожидаемый порог М-ответа на данном этапе. Данное явление объясняется уменьшением прослойки костной ткани между источником тока и спинномозговым корешком за счёт постепенного расширения отверстия для винта, а также уменьшения шунтирования тока через лишённый изоляции инструментарий (импактор и метчик). Если за конечный результат при стимуляции винта взять оптимальный критический порог М-ответа 12 мА – то теоретически порог М-ответа 20 мА при стимуляции импактора также можно считать критическим, что примерно соответствует нашим данным. Однако, как показывает практика, такая критическая величина порога М-ответа приводит к увеличению количества ложноположительных результатов (табл. 3). Кроме того, было показано, что в группе ИП результатов при стимуляции импактора средний порог М-ответа составил $11,39 \pm 7,97$ мА, что достоверно ниже, чем в группе ЛП результатов – $24,16 \pm 8,85$ мА ($p < 0,05$), в то время как при стимуляции уже установленных винтов статистически значимых различий между группами ЛП и ИП результатов не выявлено ($p = 0,09$). В литературе среди причин ЛП результатов называют выраженный остеопороз, приводящий к уменьшению электрического сопротивления костной ткани, а также возникновение микротрещин в кортикальном слое ножки позвонка при установке винта, которые создают путь для прохождения электрического тока по жидким средам с низким сопротивлением к спинномозговому корешку [8]. Учитывая данные факты, получается, что в случае ИП результата порог М-ответа ниже критического будет уже на этапе стимуляции импактора, тогда как в случае ЛП результата порог М-ответа на этапе стимуляции импактора будет выше критического, однако в процессе расширения отверстия для винта образуются вышеописанные микротрещины, в результате чего на этапе стимуляции отверстия или винта порог М-ответа становится ниже критического. В 4 случаях (11,8 %) низкий порог М-ответа сочетался с такими феноменами на спонтанной ЭМГ, как «ряд-активность» или «всплески» в ответ на механическое зондирование канала винта. По нашим данным, сочетание этих двух признаков является наиболее достоверным признаком проникновения в позвоночный канал. В случае наличия у пациента выраженного остеопороза немаловажное значение имеет сравнение порогов М-ответа смежных винтов, поскольку в таких случаях они могут иметь значение ниже критического для всех винтов при корректном расположении по данным флюороскопии. Среди причин ЛО результатов можно выделить корректируемые (анестезиологические факторы – избыточная миорелаксация, технические факторы – эффект шунтирования тока, применение винтов, покрытых гидроксипатитной плёнкой и помещение пробника на головку полиаксиального винта) и некорректируемые (радикулопатия, врождённая транспозиция корешка) факторы. В нашем исследовании

основной причиной ЛО результатов являлось наличие радикулопатии у пациента.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Применение ЗР при проведении ИОНМ во время декомпрессивно-стабилизирующих вмешательств на позвоночнике показало высокую чувствительность и специфичность метода при критическом пороге М-ответа равном 12 мА.

2. С целью уменьшения погрешности методики регистрация сЭМГ должна проводиться на каждом этапе установки винта (импактор, метчик, отверстие, винт).

3. Наиболее достоверным признаком повреждения медиальной, верхней или нижней стенок ножки позвонка и предполагаемой мальпозиции винта в позвоночный канал или межпозвонковое отверстие является сочетание порога М-ответа ниже критического при стимуляции импактора и наличия М-ответов на спонтанной ЭМГ при механическом зондировании отверстия по типу всплесков, возникающих синхронно с движениями нейрохирурга.

4. Несмотря на то, что значения порога М-ответа выше критического при стимуляции импактора и ниже критического при стимуляции отверстия и винта чаще всего свидетельствуют о ложноположительном результате, в таких ситуациях в любом случае требуется рентгенологическое подтверждение корректности стояния винта, включающее проведение 3D-флюороскопии.

Финансирование

Работа проведена без привлечения дополнительного финансирования.

Конфликт интересов

Авторы данной статьи сообщают об отсутствии конфликта интересов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Wu Y, Vázquez-Barquero A. Stimulus-evoked electromyographic monitoring during minimally invasive transpedicular implantation of screws in lumbosacral spine: Threshold value, methodology and clinical effectiveness. *World Neurosurg.* 2017; 98(2): 146-151. doi: 10.1016/j.wneu.2016.10.122
2. Ajiboye RM, Zoller SD, D'Oro A, Burke ZD, Sheppard W, Wang C, et al. Utility of intraoperative neuromonitoring for lumbar pedicle screw placement is questionable: A review of 9957 cases. *Spine (Phila Pa 1976).* 2017; 42(13): 1006-1010. doi: 10.1097/BRS.0000000000001980
3. Davis TT, Tadlock S, Bernbeck J, Fung DA, Molineros DM. Can triggered electromyography be used to evaluate pedicle screw placement in hydroxyapatite-coated screws: An electrical examination. *J Clin Neurophysiol.* 2014; 31(2): 138-142. doi: 10.1097/WNP.000000000000040
4. Parker SL, Amin AG, Farber SH, McGirt MJ, Sciubba DM, Wolinsky JP, et al. Ability of electromyographic monitoring to determine the presence of malpositioned pedicle screws in the lumbosacral spine: Analysis of 2450 consecutively placed screws. *J Neurosurg Spine.* 2011; 15(2): 130-135. doi: 10.3171/2011.3.SPINE101
5. Anderson G, Wierzbowski LR, Schwartz DM, Hilibrand AS, Vaccaro AR, Albert TJ. Pedicle screws with high electrical resistance a potential source of error with stimulus-evoked EMG. *Spine (Phila Pa 1976).* 2002; 27(14): 1577-1581 doi: 10.1097/01.BRS.0000018489.20501.10
6. Ovadia D, Korn A, Fishkin M, Steinberg DM, Wientroub S, Ofiram E. The contribution of an electronic conductivity device to the safety of pedicle screw insertion in scoliosis surgery. *Spine (Phila Pa 1976).* 2011; 36(20): E1314-1321. doi: 10.1097/BRS.0b013e-31822a82ec

7. Calancie B, Lebowhl N, Madsen P, Klose KJ. Intraoperative evoked EMG monitoring in an animal model. A new technique for evaluating pedicle screw placement. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992; 17(10): 1229-1235. doi: 10.1097/00007632-199210000-00017

8. Гурская О.Е. Электрофизиологический мониторинг центральной нервной системы. СПб.: ООО «ОНФД»; 2015.

9. Holdefer RN, Heffez DS, Cohen BA. Utility of evoked EMG monitoring to improve bone screw placements in the cervical spine. *J Spinal Disord Tech*. 2013; 26(5): E163-169. doi: 10.1097/BSD.0b013e31828871a1

10. Young WF, Morledge DE, Martin W, Park KB. Intraoperative stimulation of pedicle screws: A new method for verification of screw placement. *Surg Neurol*. 1995; 44(6): 544-547. doi: 10.1016/0090-3019(95)00246-4

11. Donohue ML, Swaminathan V, Gilbert JL, Fox CW, Smale J, Moquin RR, et al. Intraoperative neuromonitoring: Can the results of direct stimulation of titanium-alloy pedicle screws in the thoracic spine be trusted? *J Clin Neurophysiol*. 2012; 29(6): 502-508. doi: 10.1097/WNP.0b013e3182767aac

12. Garg S, Palmer C, Whitmore W, Cyr M, Michael N, Kim E, et al. Triggered EMG (T-EMG) values of pedicle screws with a powered screwdriver vs a standard probe in adolescent idiopathic scoliosis do not agree: A prospective validation study. *Neurodiagn J*. 2019; 59(3): 152-162. doi: 10.1080/21646821.2019.1630211

13. Regidor I, de Blas G, Barrios C, Burgos J, Montes E, García-Urquiza S, et al. Recording triggered EMG thresholds from axillary chest wall electrodes: A new refined technique for accurate upper thoracic (T2-T6) pedicle screw placement. *Eur Spine J*. 2011; 20(10): 1620-1625. doi: 10.1007/s00586-011-1800-z

14. Troni W, Benech CA, Perez R, Tealdi S, Bernardino M, Benech F. Focal hole versus screw stimulation to prevent false negative results in detecting pedicle breaches during spinal instrumentation. *Clin Neurophysiol*. 2019; 130(4): 573-581. doi: 10.1016/j.clinph.2018.11.029

15. Raynor BL, Lenke LG, Bridwell KH, Taylor BA, Padberg AM. Correlation between low triggered electromyographic thresholds and lumbar pedicle screw malposition: Analysis of 4857 screws. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2007; 32(24): 2673-2678. doi: 10.1097/BRS.0b013e31815a524f

16. Malham GM, Goss B, Blecher C. Percutaneous pedicle screw accuracy with dynamic electromyography: The early experience of a traditionally open spine surgeon. *J Neurol Surg A Cent Eur Neurosurg*. 2015; 76(4): 303-308. doi: 10.1055/s-0034-1373664

17. Raabe A, Beck J, Schucht P, Seidel K. Continuous dynamic mapping of the corticospinal tract during surgery of motor eloquent brain tumors: Evaluation of a new method. *J Neurosurg*. 2014; 120(5): 1015-1024. doi: 10.3171/2014.1.JNS13909

18. Mikula AL, Williams SK, Anderson PA. The use of intraoperative triggered electromyography to detect misplaced pedicle screws: A systematic review and meta-analysis. *J Neurosurg Spine*. 2016; 24(4): 624-638. doi: 10.3171/2015.6.SPINE141323

REFERENCES

1. Wu Y, Vázquez-Barquero A. Stimulus-evoked electromyographic monitoring during minimally invasive transpedicular implantation of screws in lumbosacral spine: Threshold value, methodology and clinical effectiveness. *World Neurosurg*. 2017; 98(2): 146-151. doi: 10.1016/j.wneu.2016.10.122

2. Ajiboye RM, Zoller SD, D'Oro A, Burke ZD, Sheppard W, Wang C, et al. Utility of intraoperative neuromonitoring for lumbar pedicle screw placement is questionable: A review of 9957 cases. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2017; 42(13): 1006-1010. doi: 10.1097/BRS.0000000000001980

3. Davis TT, Tadlock S, Bernbeck J, Fung DA, Molinares DM. Can triggered electromyography be used to evaluate pedicle screw placement in hydroxyapatite-coated screws: An electrical examination. *J Clin Neurophysiol*. 2014; 31(2): 138-142. doi: 10.1097/WNP.0000000000000040

4. Parker SL, Amin AG, Farber SH, McGirt MJ, Sciubba DM, Wolinsky JP, et al. Ability of electromyographic monitoring to determine the presence of malpositioned pedicle screws in the lumbosacral spine: Analysis of 2450 consecutively placed screws. *J Neurosurg Spine*. 2011; 15(2): 130-135. doi: 10.3171/2011.3.SPINE101

5. Anderson G, Wierzbowski LR, Schwartz DM, Hilibrand AS, Vaccaro AR, Albert TJ. Pedicle screws with high electrical resistance a potential source of error with stimulus-evoked EMG. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002; 27(14): 1577-1581. doi: 10.1097/01.BRS.0000018489.20501.10

6. Ovadia D, Korn A, Fishkin M, Steinberg DM, Wientroub S, Ofiram E. The contribution of an electronic conductivity device to the safety of pedicle screw insertion in scoliosis surgery. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011; 36(20): E1314-1321. doi: 10.1097/BRS.0b013e31822a82ec

7. Calancie B, Lebowhl N, Madsen P, Klose KJ. Intraoperative evoked EMG monitoring in an animal model. A new technique for evaluating pedicle screw placement. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992; 17(10): 1229-1235. doi: 10.1097/00007632-199210000-00017

8. Gurskaya OE. *Electrophysiological monitoring of the central nervous system*. Saint-Petersburg: ООО «ОНФД»; 2015. (In Russ.)

9. Holdefer RN, Heffez DS, Cohen BA. Utility of evoked EMG monitoring to improve bone screw placements in the cervical spine. *J Spinal Disord Tech*. 2013; 26(5): E163-169. doi: 10.1097/BSD.0b013e31828871a1

10. Young WF, Morledge DE, Martin W, Park KB. Intraoperative stimulation of pedicle screws: A new method for verification of screw placement. *Surg Neurol*. 1995; 44(6): 544-547. doi: 10.1016/0090-3019(95)00246-4

11. Donohue ML, Swaminathan V, Gilbert JL, Fox CW, Smale J, Moquin RR, et al. Intraoperative neuromonitoring: Can the results of direct stimulation of titanium-alloy pedicle screws in the thoracic spine be trusted? *J Clin Neurophysiol*. 2012; 29(6): 502-508. doi: 10.1097/WNP.0b013e3182767aac

12. Garg S, Palmer C, Whitmore W, Cyr M, Michael N, Kim E, et al. Triggered EMG (T-EMG) values of pedicle screws with a powered screwdriver vs a standard probe in adolescent idiopathic scoliosis do not agree: A prospective validation study. *Neurodiagn J*. 2019; 59(3): 152-162. doi: 10.1080/21646821.2019.1630211

13. Regidor I, de Blas G, Barrios C, Burgos J, Montes E, García-Urquiza S, et al. Recording triggered EMG thresholds from axillary chest wall electrodes: A new refined technique for accurate upper thoracic (T2-T6) pedicle screw placement. *Eur Spine J*. 2011; 20(10): 1620-1625. doi: 10.1007/s00586-011-1800-z

14. Troni W, Benech CA, Perez R, Tealdi S, Bernardino M, Benech F. Focal hole versus screw stimulation to prevent false negative results in detecting pedicle breaches during spinal instrumentation. *Clin Neurophysiol*. 2019; 130(4): 573-581. doi: 10.1016/j.clinph.2018.11.029

15. Raynor BL, Lenke LG, Bridwell KH, Taylor BA, Padberg AM. Correlation between low triggered electromyographic thresholds and lumbar pedicle screw malposition: Analysis of 4857 screws. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2007; 32(24): 2673-2678. doi: 10.1097/BRS.0b013e31815a524f

16. Malham GM, Goss B, Blecher C. Percutaneous pedicle screw accuracy with dynamic electromyography: The early experience of a traditionally open spine surgeon. *J Neurol Surg A Cent Eur Neurosurg*. 2015; 76(4): 303-308. doi: 10.1055/s-0034-1373664

17. Raabe A, Beck J, Schucht P, Seidel K. Continuous dynamic mapping of the corticospinal tract during surgery of motor eloquent brain tumors: Evaluation of a new method. *J Neurosurg*. 2014; 120(5): 1015-1024. doi: 10.3171/2014.1.JNS13909

18. Mikula AL, Williams SK, Anderson PA. The use of intraoperative triggered electromyography to detect misplaced pedicle screws: A systematic review and meta-analysis. *J Neurosurg Spine*. 2016; 24(4): 624-638. doi: 10.3171/2015.6.SPINE141323

Сведения об авторах

Бобряков Николай Алексеевич – врач функциональной диагностики нейрохирургического отделения, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: irkutsk102013@gmail.com, <http://orcid.org/0000-0003-3818-2957>

Джумабаев Алишер Худайбергенович – врач-нейрохирург высшей квалификационной категории, нейрохирургическое отделение, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: docalidoc@gmail.com, <http://orcid.org/0000-0002-6799-9184>

Хамидуллин Фарид Гигельевич – врач-нейрохирург высшей квалификационной категории, нейрохирургическое отделение, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: Fsr.kut19-58@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0001-5712-9671>

Цыренжапов Ананда Мыжытдоржиевич – врач-нейрохирург, нейрохирургическое отделение, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: ananda.tsyrenzhapov@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0003-3170-0766>

Серёда Эдуард Валерьевич – кандидат медицинских наук, доцент кафедры неврологии и нейрохирургии, Иркутская государственная медицинская академия последипломного образования – филиал ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» Минздрава России; врач-нейрохирург высшей квалификационной категории, нейрохирургическое отделение, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: evsereda@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4288-4126>

Петров Сергей Иннокентьевич – кандидат медицинских наук, главный внештатный нейрохирург Иркутской области, заведующий нейрохирургическим отделением, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: neuropet@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-5132-5417>

Белослудцев Пётр Александрович – врач-нейрохирург, нейрохирургическое отделение, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: Belosludsevpeter@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0002-3520-026X>

Ангархаев Эдуард Андреевич – врач-нейрохирург, нейрохирургическое отделение, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: edsen@yandex.ru, <http://orcid.org/0000-0002-7975-7553>

Тархов Андрей Юрьевич – врач-нейрохирург, нейрохирургическое отделение, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: andrei_tarhov@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4303-4150>

Максимов Константин Павлович – врач-нейрохирург, нейрохирургическое отделение, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: maksimov_kp@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8170-2244>

Пономарёв Александр Анатольевич – врач-нейрохирург, нейрохирургическое отделение, ГБУЗ «Иркутская ордена «Знак почёта» областная клиническая больница», e-mail: aapon@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-0969-9244>

Information about the authors

Nikolay A. Bobryakov – Neurophysiologist at the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: irkutsk102013@gmail.com, <http://orcid.org/0000-0003-3818-2957>

Alisher Kh. Dzhumabaev – Neurosurgeon at the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: docalidoc@gmail.com, <http://orcid.org/0000-0002-6799-9184>

Farid G. Khamidullin – Neurosurgeon at the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: Fsr.kut19-58@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0001-5712-9671>

Ananda M. Tsyrenzhapov – Neurosurgeon at the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: ananda.tsyrenzhapov@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0003-3170-0766>

Eduard V. Sereda – Cand. Sc. (Med), Associate Professor at the Neurology and Neurosurgery Department, Irkutsk State Medical Academy of Postgraduate Education – Branch Campus of the Russian Medical Academy of Continuing Professional Education; Neurosurgeon, Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: evsereda@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4288-4126>

Sergey I. Petrov – Cand. Sc. (Med.), Chief Consulting Neurosurgeon of the Irkutsk Region, Head of the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: neuropet@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-5132-5417>

Piter A. Belosludtsev – Neurosurgeon at the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: Belosludsevpeter@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0002-3520-026X>

Eduard A. Angarkhaev – Neurosurgeon at the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: edsen@yandex.ru, <http://orcid.org/0000-0002-7975-7553>

Andrey Yu. Tarkhov – Neurosurgeon at the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: andrei_tarhov@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4303-4150>

Konstantin P. Maksimov – Neurosurgeon at the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: maksimov_kp@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8170-2244>

Alexander A. Ponomarev – Neurosurgeon at the Neurosurgery Department, Irkutsk Regional Clinical Hospital, e-mail: aapon@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-0969-9244>

Вклад авторов

Бобряков Н.А. – разработка дизайна исследования, проведение интраоперационного нейрофизиологического мониторинга, получение данных для анализа, анализ полученных данных, обзор публикаций по теме статьи, написание текста статьи.

Джумабаев А.Х. – разработка дизайна исследования, проведение операций, курирование пациентов, выполнение инструментальных диагностических исследований, анализ полученных данных, научное редактирование, научное консультирование.

Хамидуллин Ф.Г. – проведение операций, курирование пациентов, выполнение инструментальных диагностических исследований, анализ полученных данных, научное редактирование, научное консультирование.

Цыренжапов А.М. – проведение операций, ассистирование, курирование пациентов, выполнение инструментальных диагностических исследований, получение данных для анализа, анализ полученных данных, обзор публикаций по теме статьи.

Серёда Э.В. – проведение операций, курирование пациентов, выполнение инструментальных диагностических исследований, получение данных для анализа, анализ полученных данных, научное редактирование, научное консультирование.

Петров С.И. – курирование пациентов, анализ полученных данных, научное редактирование, научное консультирование.

Белослудцев П.А. – проведение операций, ассистирование, курирование пациентов, выполнение инструментальных диагностических исследований, получение данных для анализа.

Ангархаев Э.А. – проведение операций, ассистирование, курирование пациентов, выполнение инструментальных диагностических исследований, получение данных для анализа.

Тархов А.Ю. – проведение операций, ассистирование, курирование пациентов, выполнение инструментальных диагностических исследований, получение данных для анализа.

Максимов К.П. – проведение операций, ассистирование, выполнение инструментальных диагностических исследований, курирование пациентов, получение данных для анализа.

Пономарев А.А. – проведение операций, ассистирование, выполнение инструментальных диагностических исследований, курирование пациентов, получение данных для анализа, анализ полученных данных.

Статья получена: 23.10.2020. Статья принята: 15.01.2021. Статья опубликована: 26.02.2021.

Received: 23.10.2020. Accepted: 15.01.2021. Published: 26.02.2021.