



# ВЕНТРАЛЬНЫЙ МЕЖТЕЛОВОЙ СПОНДИЛОДЕЗ НА НИЖНЕШЕЙНОМ ОТДЕЛЕ ПОЗВОНОЧНИКА ПОРИСТЫМ БИОКЕРАМИЧЕСКИМ ИМПЛАНТАТОМ

В.В. Рерих<sup>1, 2</sup>, А.В. Крутько<sup>1</sup>, А.Д. Ластевский<sup>1</sup>, Д.М. Козлов<sup>1</sup>, А.Р. Аветисян<sup>1</sup>, А.М. Аронов<sup>3</sup>, А.Н. Пель<sup>4</sup>, Н.А. Рычкова<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна

<sup>2</sup>Новосибирский государственный медицинский университет

<sup>3</sup>Невз-Керамикс, Новосибирск

<sup>4</sup>Новосибирский государственный технический университет

<sup>5</sup>Инновационный медико-технологический центр, Новосибирск

**Цель исследования.** Анализ результатов использования межтелового эндофиксатора из наноструктурированной пористой алюмооксидной керамики после выполнения вентрального спондилодеза у пациентов с дегенеративными поражениями позвоночника.

**Материал и методы.** В рамках клинических испытаний проведено хирургическое лечение 3 пациентов 28–46 лет с межпозвонковым шейным остеохондрозом и с выраженным болевым синдромом в шее и верхней конечности. Использовали разработанный имплантат из пористой биокерамики. Операции выполняли из вентрального классического доступа к нижнешейному отделу позвоночника. Контрольное обследование проводили через 3, 6 и 12 мес. после операции.

**Результаты.** В раннем послеоперационном периоде у пациентов регрессировал болевой синдром в силу адекватно проведенных декомпрессии и стабилизации на уровне пораженного сегмента позвоночника. Сагиттальный размер позвоночного канала на этом уровне увеличился с  $9,2 \pm 0,3$  мм до  $10,1 \pm 0,8$  мм. Через 3 мес. у 2 пациентов и через 6 мес. у 1 пациента боль в шее и руке исчезла полностью, а к конечному сроку наблюдения движения восстановились в полном объеме, чувствительных нарушений не было.

**Заключение.** Использование пористого керамического межтелового эндофиксатора позволяет сохранить взаимоотношения в сегменте на весь период формирования блока. Для адекватной оценки структур спинного мозга целесообразно использовать фиксирующие конструкции из этого материала, не дающие артефактов при МРТ.

**Ключевые слова:** биокерамика, наноструктура, спондилодез, остеointеграция.

## ANTERIOR LOW CERVICAL SPINE INTERBODY FUSION WITH POROUS BIOCERAMIC IMPLANT

V.V. Rerikh, A.V. Krutko, A.D. Lastevsky, D.M. Kozlov, A.R. Avetisyan, A.M. Aronov, A.N. Pel, N.A. Rychkova

**Objective.** To analyze results of the anterior spinal fusion with an interbody implant of nanostructured porous alumina ceramic in patients with degenerative diseases of the spine.

**Material and Methods.** Clinical trial included surgical treatment of three patients aged 28–46 years with cervical intervertebral disc disease and severe pain in the neck and upper extremity. A developed porous bioceramic implant was installed in the lower cervical spine through a classical anterior approach. The follow-up examination was carried out at 3, 6 and 12 months after operation.

**Results.** Patients had a regression of pain in the early postoperative period due to adequate decompression and stabilization at the level of the affected spinal segment. Sagittal size of the spinal canal at this level increased from  $9.2 \pm 0.3$  mm to  $10.1 \pm 0.8$  mm. Pain in the neck and arm disappeared completely in two patients after three months and in one patient after six months. The final follow-up showed the full motion recovery and the absence of sensitivity disorders.

**Conclusion.** The use of porous ceramic interbody fixator allows maintaining relationships in the spinal segment for the entire period of the bone block formation. To assess adequately the spinal cord structures is advisable to use the fixing devices of this material not producing artifacts in MRI.

**Key Words:** bioceramics, nanostructure, spinal fusion, osseointegration.

Для цитирования: Рерих В.В., Крутько А.В., Ластевский А.Д., Козлов Д.М., Аветисян А.Р., Аронов А.М., Пель А.Н., Рычкова Н.А. Вентральный межтеловой спондилодез на нижнешейном отделе позвоночника пористым биокерамическим имплантатом // Хирургия позвоночника. 2015. Т. 12. № 1. С. 63–68. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.1.63-68>.

Please cite this paper as: Rerikh VV, Krutko AV, Lastevsky AD, Kozlov DM, Avetisyan AR, Aronov AM, Pel AN., Rychkova NA. Anterior low cervical spine interbody fusion with porous bioceramic implant. Hir. Pozvonoc. 2015;12(1):63–68. In Russian. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.1.63-68>.

Передний доступ для декомпрессии спинного мозга и стабилизации шейного отдела позвоночника был впервые предложен Leroy и Abbott (США), а первая операция выполнена хирургами Bailey и Badgley в 1952 г. [7]. В 60-е гг. XX в. передний подход для лечения травматических, дегенеративных, опухолевых и инфекционных поражений шейного отдела позвоночника получил широкое распространение в Северной Америке и Западной Европе благодаря работам Smith и Robinson [32], Cloward [9], Verbeist [36]. В нашей стране этот доступ пропагандировали и развивали А.А. Луцик [1], Я.Л. Цивьян [4] и Г.С. Юмашев [6]. При дегенеративном поражении позвоночника, когда замещается один межпозвонковый диск, доля успешных операций достаточно высока и составляет 74–98 %. Несмотря на это, миграция трансплантата, развитие псевдоартроза отмечаются в 2,1–4,6 % случаев [17]. Причем с увеличением протяженности спондилодеза вероятность несращения увеличивается [39]. Поэтому поиск разрешенных к применению в медицине инертных, с необходимой пористостью, прочностью и выраженными свойствами остеointеграции материалов и изготовление из них имплантатов для выполнения вентрального спондилодеза остается актуальным в настоящее время.

Цель исследования – анализ результатов использования межтелового эндофиксатора из наноструктурированной пористой алюмооксидной керамики после выполнения вентрального спондилодеза у пациентов с дегенеративными поражениями позвоночника.

## Материал и методы

В 2013–2014 гг. в Новосибирском НИИТО в рамках клинических испытаний проведено хирургическое лечение 3 пациентов (2 мужчин, 1 женщины) 28–46 лет ( $37,4 \pm 10,5$ ), страдавших межпозвонковым шейным остеохондрозом, с выраженным болевым синдромом в шее и верхней

конечности. У всех больных отмечены разной степени выраженности снижение силы и чувствительности из-за односторонней компрессии спинно-мозговых корешков, обусловленной грыжей межпозвонкового диска и стенозом позвоночного канала. В двух случаях был поражен  $C_5$ – $C_6$  сегмент, в одном случае –  $C_6$ – $C_7$ , имелись выраженные проявления односторонней компрессионно-ишемической радикулопатии.

Функциональную дееспособность пациентов оценивали по анкете NDI [37]. В предоперационном периоде проводили комплексное клинкорентгенологическое обследование, МРТ, МСКТ. Измеряли высоту межтелового промежутка и размер сагиттального размера позвоночного канала (мм), угловое соотношение на уровне сегмента позвоночника в градусах по Cobb. Качественную оценку костной ткани смежных тел позвонков, состояния межпозвонковых дисков, эпи-, субдуральных и ликворных пространств, оболочек и ткани спинного мозга и спинно-мозговых корешков осуществляли по данным МРТ. МСКТ позволила оценить наличие или отсутствие остеointеграции имплантата и костного ложа. По рентгенограммам шейного отдела позвоночника, выполненным в положении сгибания и разгибания, измеряли угловые взаимоотношения на уровне проведенного спондилодеза. Использовали разработанный имплантат из пористой биокерамики [5].

Новый материал был получен при твердофазном синтезе алюмооксидной керамики. При этом технология обеспечила выполнение межтелового эндофиксатора из этого материала со сквозной пористостью структуры (пористопроницаемость) в диапазоне 15–25 %. Распределение пор по размерам было следующим: до 100 мкм – до 10 %; от 100 до 300 мкм – до 75 %; свыше 300 мкм – до 15 %. Предел прочности межтелового эндофиксатора при сжатии по продольной оси без разрушения и остаточных деформаций не менее 50 МПа. Конструкция меж-

телового эндофиксатора обеспечивает устойчивость к ударным нагрузкам в виде однократного удара, наносимого с энергией 0,05–0,15 КДж. Получены новые результаты создания керамического нерезорбируемого матрикса межтелового эндофиксатора, пористая структура которого адаптирована к процессам остеогенеза, а механические показатели достигают уровня, достаточного для проведения интраоперационных манипуляций и удержания нагрузки в период формирования костно-керамического блока [2, 3]. Материал нетоксичен в условиях применения согласно ГОСТ Р ИСО 10993. В заданную конструкцию межтелового эндофиксатора для эффективно-го выполнения спондилодеза заложена размерность, форма и необходимая клиновидность. Для исключения миграции на торцевых поверхностях выполнены насечки. В центральной части имеется отверстие для расположения в нем биологического или синтетического костно-пластического материала, увеличивающее возможность формирования блокирования позвоночного сегмента.

Операции выполняли из вентрального классического доступа к нижнешейному отделу позвоночника. После определения уровня пораженного диска осуществляли иссечение диска вместе с гиалиновыми пластиками. В положении тракции удаляли заднюю порцию фиброзного кольца и межпозвонковую грыжу, представленную во всех случаях секвестрированным фрагментом фибротизированной части пульпозного ядра. Замыкательные пластинки смежных позвонков удаляли костными рашпилями до получения кровяной росы, а при помощи шаблонов подбирали оптимальный вариант размера межтелового эндофиксатора. В положении экстензии и тракции в сформированное ложе внедряли межтеловой эндофиксатор с установленным в нем одинаковым во всех случаях костным заменителем «Chronos». Дистракцию и экстензию устраняли, межтеловой эндофиксатор плотно фиксировали в межтеловом промежутке. Рану уши-

вали. Контрольное обследование проводили в сроки 3, 6 и 12 мес. после операции.

## Результаты

Клинические исходы проведенного лечения оценивали через  $13,2 \pm 1,8$  мес. после операции с промежуточными сроками контрольного обследования 3 и 6 мес. Следует отметить, что в раннем послеоперационном периоде у всех больных в большей степени регрессировал болевой синдром в силу адекватно проведенных декомпрессии и стабилизации на уровне пораженного сегмента позвоночника. Сагиттальный размер позвоночного канала на этом уровне увели-

чился с  $9,2 \pm 0,3$  мм (до операции) до  $10,1 \pm 0,8$  мм (окончание наблюдения), среднее увеличение составило  $2,0 \pm 0,52$  мм. Через 3 мес. у 2 пациентов, через 6 мес. у 1 боль в шее и руке исчезла полностью, а к конечному сроку наблюдения движения восстановились в полном объеме, чувствительных нарушений не было. Качество визуализации спинного мозга, спинно-мозговых корешков, оболочек и самого спинного мозга было высоким из-за отсутствия артефактов (рис. 1). Высота межтелового промежутка, где был установлен межтеловой эндофиксатор, увеличилась с  $3,8 \pm 0,5$  до  $7,8 \pm 0,9$  мм после операции и составила  $5,1 \pm 1,5$  мм через один год. У всех больных до операции была кифотиза-

ция на уровне пораженного позвоночного сегмента  $0,3 \pm 0,3$  мм, которая устранена в послеоперационном периоде до  $-6,0 \pm 2,0$  мм, а к конечному сроку наблюдения  $-2,0 \pm 1,4$  лордоза. По данным КТ, в 2 случаях имелось несколько большее проседание межтелового эндофиксатора в нижележащие тела, меньшее – в вышележащие тела позвонков на  $1,2 \pm 0,3$  мм. Уплотнение кости в местах контакта керамического имплантата с телом позвонка отмечено у всех пациентов без признаков нестабильности, но с признаками остеоинтеграции (рис. 2). На функциональных рентгенограммах шейного отдела позвоночника подвижности на уровне проведенной операции на позвоночнике не выявлено. У 1 пациента по данным МРТ в раннем послеоперационном периоде и на протяжении до 6 мес. с тенденцией к уменьшению определялось увеличение интенсивности сигнала от тел, смежных с межтеловым эндофиксатором. Клиническое благополучие у этого пациента было полное. Индекс функциональной дееспособности (NDI) во всех случаях указывал на выздоровление и достиг значения  $22,0 \pm 12,7$  (исходная величина  $65,3 \pm 19,2$ ).

## Обсуждение

Удаление диска во время оперативного лечения в конечном итоге приводит к нестабильности. Выполнение декомпрессии, при которой иссекается задняя продольная связка, увеличивает нестабильность позвоночного сегмента. При этом последняя увеличивается геометрически при большем количестве удаленных дисков. Это определяет необходимость стабилизации путем выполнения спондилодеза, при котором производится восстановление межтелового пространства и создание прочной фиксации ventральной колонны с использованием межтеловых имплантатов (трансплантатов) и пластин [23, 30, 31, 33]. Исследователи полагают, что только через 6 мес. после межтелового спондилодеза стабилизация достигает своей пол-

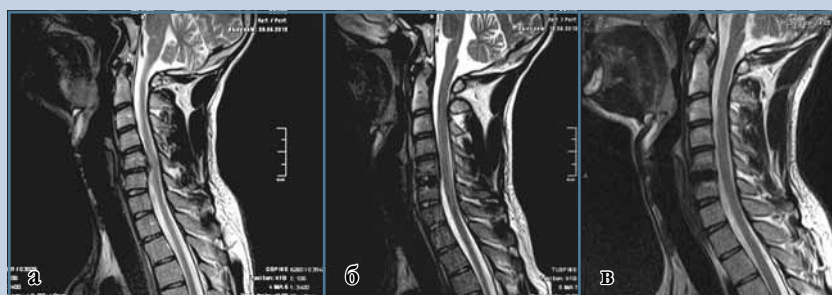


Рис. 1

МРТ шейного отдела позвоночника пациента К., 28 лет, с грыжей диска C<sub>5</sub>–C<sub>6</sub> до операции (а), через двое суток (б) и через 1 год (в) после операции

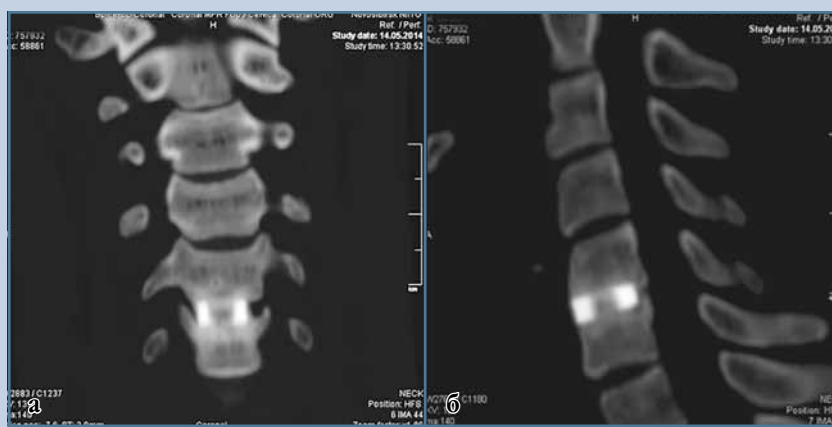


Рис. 2

МСКТ пациента К., 28 лет, через 1 год после операции: а – фронтальная реконструкция; б – сагиттальная реконструкция

ной силы. Наиболее ответственный период приходится на первый месяц. При использовании в качестве трансплантата только кости в послеоперационном периоде требуется иммобилизация жестким воротником [25, 29, 39]. Несмотря на надежность внутренней фиксации, внешняя иммобилизация является необходимой [39]. Сроки иммобилизации связаны со временем консолидации трансплантата с ложем. Причем через 3 мес. образуется достаточно надежный костный блок, хотя считается, что для полной консолидации требуется 8–12 мес. [38]. При использовании пластин обычный срок ношения жесткого воротника 8–12 недель, затем в течение 1 мес. рекомендуется ношение мягкого воротника. Через полгода после операции может быть разрешена полная физическая активность. Безусловно, необходимо учитывать конкретную хирургическую ситуацию, характер операции, рентгенологические данные, активность пациента [28, 31].

В литературных источниках отмечено, что поломки винтов, фиксирующих пластину, выявлялись при рентгенологическом обследовании пациентов, но клинического проявления это не имело. Тем не менее обращает на себя внимание то, что в качестве материала для пластики дефекта тела или межтелового промежутка использовали костные ауто-, аллотрансплантаты или синтетические заменители кости [13, 14]. Это связано, прежде всего, с тем, что в процессе перестройки костные трансплантаты меняют свою прочность в сторону снижения, тем самым уменьшается их способность нести вертикальную нагрузку [11, 15, 16, 19, 25–27, 34]. Немаловажным является и то, что возможна иммунологическая несовместимость этих биологических тканей с организмом реципиента [24, 35]. В результате возникшая необходимость увеличить опороспособность после выполнения вентрального спондилодеза была решена с разработкой и использованием полых имплантатов, изготавливаемых из металла (преимущественно титановых сплавов), пористых метал-

лических имплантатов (танталовых, титановых), пластмассовых дериватов, допущенных к использованию в медицине [10, 18]. Многие из них имеют низкие остеointеграционные свойства, и способность к разрушению [8, 21, 22]. Полые имплантаты всегда должны использоваться с костными трансплантатами или синтетическими костезаменителями, иначе возникают резорбция в области контакта с ложем и потеря высоты межтелового промежутка, а также нестабильность. При этом золотым стандартом считается использование аутокости [12, 18, 39].

В большинстве случаев выявляемая несостоятельность вентральной фиксации обусловлена исходными техническими ошибками при выполнении вентрального спондилодеза и неправильным пониманием протяженности и вида фиксации с позиций биомеханики и прочности костной ткани. Особым направлением в хирургии заболеваний и повреждений шейного отдела позвоночника является разработка имплантатов из биокерамики, имеющих высокие остеointеграционные свойства, большую прочность [3, 4, 20]. Пористая алюмооксидная, представляющая собой материал, обладающий необходимыми свойствами для изготовления имплантатов, которые могут использоваться при выполнении стабилизирующих операций на шейном уровне. Прочностные характеристики такого материала обусловлены его наноструктуризацией, а сама форма имплантатов, выполненная в соответствии с анатомией межтеловых промежутков, обеспечивает плотный контакт с костью во время установки и в дальнейшем, что позволяет нести большие аксиальные нагрузки возникающие в этом месте. Заданная 30 % сквозная пористость с величиной пор 100–700 нм, а также свойства собственно материала способствуют высокой остеointеграции имплантата с костью ложа [2, 3].

Применение имплантатов из пористой наноструктурированной керамики у пациентов с дегенеративными

поражениями позвоночника, которым выполнены удаление грыжи диска и вентральный спондилодез, привело к полному клиническому выздоровлению в послеоперационном периоде и периоде наблюдения в течение 1 года, с восстановлением социальной активности и трудоспособности. Лучевые методы диагностики (рентгенография, МРТ, МСКТ) выявили стабильность сегментов позвоночника, подвергнутых оперативному вмешательству, с формированием остеointеграции имплантата из биокерамики и костного ложа, без признаков нестабильности. Лучевые методы обследования также позволили достоверно оценить состояние ликворного, эпидурального пространств, оболочек и самого спинного мозга. Это стало возможно в силу свойств материала, из которого выполнены имплантаты, заключающихся в том, что он не вызывает наводок, искажающих получаемые изображения, что позволяет изучать и сам имплантат, и костную ткань, и жидкостные среды, и мягкие и нервные ткани.

## Заключение

С позиций оценки отдаленных результатов использование пористого керамического межтелового эндификсатора позволяет сохранить взаимоотношения в сегменте на весь период формирования блока. Кроме того, для адекватной оценки структур спинного мозга целесообразно использовать фиксирующие конструкции из этого материала, не дающие артефактов при МРТ. Следует помнить, что основой получения лучшего результата хирургического лечения дегенеративного поражения шейных позвоночных сегментов является не только применение какой-либо конструкции и корректная установка межтелового имплантата, но и адекватная декомпрессия, устранение всех видов смещения и нестабильности, восстановление оси сегмента.



## Литература/References

1. **Луцик А.А.** Позвоночно-спинномозговая травма (диагностика, лечение, реабилитация): Сб. трудов, кафедры нейрохирургии. Новокузнецк, 1988. С. 84–96. [Lutsik AA. Spine and spinal cord injury (diagnosis, treatment, and rehabilitation). In: Proceedings of the Chair of Neurosurgery. Novokuznetsk, 1988:84–96. In Russian].
2. **Рерих В.В., Аветисян А.Р., Зайдман А.М. и др.** Остеоинтеграция гидроксиапатитовых гранул в телах поясничных позвонков в эксперименте // Хирургия позвоночника. 2013. № 4. С. 43–51. [Rerikh VV, Avetisyan AR, Zaidman AM, et al. Experimental osseointegration of hydroxyapatite granules in the lumbar vertebral bodies. Hir Pozvonoc. 2013;(4):43–51. In Russian]. doi: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2013.4.43-51>.
3. **Рерих В.В., Аветисян А.Р., Зайдман А.М. и др.** Сравнительный анализ остеинтеграции алюмооксидных биокерамических гранул в эксперименте // Хирургия позвоночника. 2014. № 2. С. 87–101. [Rerikh VV, Avetisyan AR, Zaidman AM, et al. Osseointegration of alumina bioceramic granules: comparative experimental study. Hir Pozvonoc. 2014;(2):87–101. In Russian]. doi: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2014.2.87-101>.
4. **Цивьян Я.Л.** Лечение застарелых повреждений средне- и нижнешейного отделов позвоночника. Новосибирск, 1982. [Tsiyuan YaL. Treatment of Chronic Middle and Lower Cervical Spine Injuries. Novosibirsk, 1982. In Russian].
5. **Шемякина И.В., Кирьякова М.Н., Аронов А.М. и др.** Устройство для стабилизации сегментов позвоночника. Патент № 2496452. Дата подачи заявки 01.12.2011; дата публ. 27.10.2013, бюл. № 30. [Shemjakina IV, Kirjakova MN, Aronov AM, et al. Device for stabilisation of spine segments. Patent RU 2496452. Date if filing: 01.12.2011; date of publ. 27.10.2013, Bul.30. In Russian].
6. **Юмашев Г.С., Фурман М.Е.** Остеохондрозы позвоночника. М., 1984. [Yumashev GS, Furman ME. Osteochondrosis of the Spine. Moscow, 1984. In Russian].
7. **Bailey RW, Badgley CE.** Stabilization of the cervical spine by anterior fusion. J Bone Joint Surg Am. 1960; 42:565–594.
8. **Beatty RA.** Re: Fernandez-Fairen M, Murcia A, Torres A, et al. Is anterior cervical fusion with a porous tantalum implant a cost-effective method to treat cervical disc disease with radiculopathy? Spine. 2012; 37: 1734–1741. Spine. 2013; 38: 369. doi: 10.1097/BRS.0b013e31827736d0.
9. **Cloward RD.** Treatment of acute fractures and fractures dislocations of the cervical spine by vertebral body fusion. J Neurosurg. 1961;18:205–209.
10. **Fernandez-Fairen M, Murcia A, Torres A, et al.** Is anterior cervical fusion with a porous tantalum implant a cost-effective method to treat cervical disc disease with radiculopathy? Spine. 2012;37: 1734–1741. doi: 10.1097/BRS.0b013e318255a184.
11. **Fischer CR, Cassilly R, Cantor W, et al.** A systematic review of comparative studies on bone graft alternatives for common spine fusion procedures. Eur Spine J. 2013;22:1423–1435. doi: 10.1007/s00586-013-2718-4.
12. **Fujibayashi S, Neo M, Nakamura T.** Stand-alone interbody cage versus anterior cervical plate for treatment of cervical disc herniation: sequential changes in cage subsidence. J Clin Neurosci. 2008; 15: 1017–1022. doi: 10.1016/j.jocn.2007.05.011.
13. **Fountas KN, Kapsalaki EZ, Nikolakakos LG, et al.** Anterior cervical discectomy and fusion associated complications. Spine. 2007;32:2310–2317.
14. **Fu R, Selph S, McDonagh M, et al.** Effectiveness and harms of recombinant human bone morphogenetic protein-2 in spine fusion: a systematic review and meta-analysis. Ann Intern Med. 2013; 158:890–902. doi:10.7326/0003-4819-158-12-201306180-00006.
15. **Ghahreman A, Rao PJ, Ferch RD.** Dynamic plates in anterior cervical fusion surgery: graft settling and cervical alignment. Spine. 2009;34:1567–1571. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181a99346.
16. **Guerado E, Fuerstenberg CH.** What bone graft substitutes should we use in post-traumatic spinal fusion? Injury. 2011;42(Suppl 2):S64–S71. doi: 10.1016/j.injury.2011.06.200.
17. **Gonzalez-Darder JM.** [Development of the anterior cervical postdiscectomy arthrodesis: bone graft, plate, intersomatic cage and plate-cage]. Neurocirugia (Astur). 2006; 17: 140–147. <http://dx.doi.org/10.4321/S1130-14732006000200009>. In Spanish.
18. **Hwang SL, Lee KS, Su YF, et al.** Anterior corpectomy with iliac bone fusion or discectomy with interbody titanium cage fusion for multilevel cervical degenerated disc disease. J Spinal Disord Tech. 2007; 20:565–570.
19. **Jacobs W, Willems PC, van Limbeek J, et al.** Single or double-level anterior interbody fusion techniques for cervical degenerative disc disease. Cochrane Database Syst Rev. 2011;(1):CD004958. doi: 10.1002/14651858.CD004958.pub2.
20. **Kai T, Shao-qing G, Geng-ting D.** In vivo evaluation of bone marrow stromal-derived osteoblasts-porous calcium phosphate ceramic composites as bone graft substitute for lumbar intervertebral spinal fusion. Spine. 2003;28:1653–1658.
21. **Kasliwal MK, Baskin DS, Traynelis VC.** Failure of porous tantalum cervical interbody fusion devices: two-year results from a prospective, randomized, multicenter clinical study. J Spinal Disord Tech. 2013;26: 239–245. doi: 10.1097/BSD.0b013e318241e70f.
22. **Lofgren H1, Engquist M, Hoffmann P, et al.** Clinical and radiological evaluation of Trabecular Metal and the Smith-Robinson technique in anterior cervical fusion for degenerative disease: a prospective, randomized, controlled study with 2-year follow-up. Eur Spine J. 2010;19:464–473. doi: 10.1007/s00586-009-1161-z.
23. **Lubelski D, McCormick WE, Ferrara L, et al.** A cadaveric analysis of cervical fixation: the effect of intermediate fixation points and dynamization in multilevel cervical fusions. J Neurosurg Spine. 2014; 21:736–742. doi: 10.3171/2014.7.SPINE13957.
24. **Mroz TE, Wang JC, Hashimoto R, et al.** Complications related to osteobiologics use in spine surgery: a systematic review. Spine. 2010;35(9 Suppl):S86–S104. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181d81ef2.
25. **Park Y, Maeda T, Cho W, et al.** Comparison of anterior cervical fusion after two-level discectomy or single-level corpectomy: sagittal alignment, cervical lordosis, graft collapse, and adjacent-level ossification. Spine J. 2010;10:193–199. doi: 10.1016/j.spinee.2009.09.006.
26. **Park JO, Park MS, Moon SH, et al.** Cervical foraminal and discal height after dynamic rotational plating in the cervical discectomy and fusion. Asian Spine J. 2013;7:289–293. doi: 10.4184/asj.2013.7.4.289.
27. **Pitzen TR, Chrobok J, Stulik J, et al.** Implant complications, fusion, loss of lordosis, and outcome after anterior cervical plating with dynamic or rigid plates: two-year results of a multi-centric, randomized, controlled study. Spine. 2009;34:641–646. doi: 10.1097/BRS.0b013e318198ce10.
28. **Samartzis D, Shen FH, Lyon C, et al.** Does rigid instrumentation increase the fusion rate in one-level anterior cervical discectomy and fusion? Spine J. 2004; 4:636–643.
29. **Sarkar S, Mazumder U, Chowdhury D, et al.** Anterior cervical discectomy and fusion without instrumentation for cervical spondylosis. Mymensingh Med J. 2012;21:416–422.
30. **Scholz M, Reyes PM, Schleicher P, et al.** A new stand-alone cervical anterior interbody fusion device: biomechanical comparison with established anterior cervical fixation devices. Spine. 2009;34:156–160. doi: 10.1097/BRS.0b013e31818ff9c4.
31. **Shen FH, Samartzis D, Khanna N, et al.** Comparison of clinical and radiographic outcome in instrumented anterior cervical discectomy and fusion with or without direct uncovertebral joint decompression. Spine J. 2004;4:629–635.

32. **Smith GW, Robinson RA.** The treatment of certain cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion. *J Bone Joint Surg Am.* 1958;40:607–624.
33. **Stein MI, Nayak AN, Gaskins RB 3rd, et al.** Biomechanics of an integrated interbody device versus ACDF anterior locking plate in a single-level cervical spine fusion construct. *Spine J.* 2014;14:128–136. doi: 10.1016/j.spinee.2013.06.088.
34. **Vaidya R, Carp J, Sethi A, et al.** Complications of anterior cervical discectomy and fusion using recombinant human bone morphogenetic protein-2. *Eur Spine J.* 2007;16:1257–1265. doi: 10.1007/s00586-007-0351-9.
35. **Vaidya R, Sethi A, Bartol S, et al.** Complications in the use of rhBMP-2 in PEEK cages for interbody spinal fusions. *J Spinal Disord Tech.* 2008;21:557–562. doi: 10.1097/BSD.0b013e31815ea897.
36. **Verbeist H.** Anterolateral operations for fractures and dislocations in the middle and lower parts of the cervical spine. Report of a series of forty-seven cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1969;51:1489–1530.
37. **Vernon H, Mior S.** The Neck Disability Index: a study of reliability and validity. *J Manipulative Physiol Ther.* 1991;14:409–415.
38. **White AA 3rd, Punjabi MM.** The role of stabilization in the treatment of cervical spine injuries. *Spine.* 1984; 9:512–522.
39. **Wright IP, Eisenstein SM.** Anterior cervical discectomy and fusion without instrumentation. *Spine.* 2007; 32:772–774.

**Адрес для переписки:**

Рерих Виктор Викторович  
630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,  
Новосибирский НИИТО,  
clinic@niito.ru

**Address correspondence to:**

Rerikh Viktor Viktorovich  
NIITO, Frunze str., 17,  
Novosibirsk 630091, Russia,  
clinic@niito.ru

Статья поступила в редакцию 02.10.2014

Виктор Викторович Рерих, д-р мед. наук, Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Новосибирский государственный медицинский университет; Александр Владимирович Крутько, д-р мед. наук; Алексей Дмитриевич Ластевский, науч. сотрудник; Дмитрий Михайлович Козлов, врач травматолог-ортопед, канд. мед. наук; Арташес Робертович Аветисян, аспирант, Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии; Анатолий Маркович Аронов д-р экон. наук, Невз-Керамикс, Новосибирск; Александр Николаевич Пель, канд. техн. наук, Новосибирский государственный технический университет; Наталья Анатольевна Рычкова, канд. мед. наук, Инновационный медико-технологический центр, Новосибирск.  
Viktor Viktorovich Rerikh, MD, DMSc, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L.Tsivyan, Novosibirsk State Medical University; Aleksandr Vladimirovich Krutko, MD, DMSc; Aleksey Dmitrievich Lastevsky, researcher; Dmitry Mikbailovich Kozlov, MD, PhD; Artasbes Robertovich Avetisyan, MD fellow, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L.Tsivyan; Anatoly Markovich Aronov, DSc in Economics, NEVZ-CERAMICS, Novosibirsk; Alexandr Nikolayevich Pel, PhD in Technics, Novosibirsk State Technical University; Rychkova Natalia Anatolyevna, MD, PhD, Innovative Medical technology Center, Novosibirsk.

Федеральное государственное бюджетное учреждение  
«Новосибирский научно-исследовательский институт  
травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна»  
Министерства здравоохранения Российской Федерации

**Объявляет конкурсный прием**

в ординатуру по специальностям «травматология и ортопедия», «нейрохирургия», «анестезиология-реаниматология» и в аспирантуру по направлению «Клиническая медицина» по специальностям «травматология и ортопедия», «нейрохирургия», «анестезиология-реаниматология»

Контактная информация: TShustrova@niito.ru  
Тел.: 8 (383) 363-39-81