

**Ключевые моменты формирования межтелового блока
после декомпрессивно-стабилизирующих вмешательств
на пояснично-крестцовом отделе позвоночника: обзор литературы**

Е.С. Байков, Н.Ю. Вернер

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

**Key points of interbody fusion following surgical decompression and stabilization
of the lumbosacral spine: literature review**

E.S. Baykov, N.Yu. Verner

Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics N.a. Ya.I. Tsivyan, Novosibirsk, Russian Federation

Представлен литературный обзор по тематике формирования искусственного межпозвоночного блока. Ежегодно количество операций с инструментализацией позвоночника неуклонно растет. Это обусловлено возможностями диагностики, появлениями новых хирургических технологий, совершенствованием анестезиологического обеспечения и т.д. Однако увеличивается и частота неудовлетворительных результатов, одной из причин которых является несращение позвонков. Поэтому актуальность исследуемой проблемы в хирургии позвоночника не вызывает сомнения. В статье рассмотрены факторы и условия, влияющие на формирование межтелового блока после спондилодеза. Для освещения современного понимания проблемы использовались данные статей и учебников последних двух десятилетий, а при необходимости - более ранняя литература.

Ключевые слова: спондилодез, поясничный отдел позвоночника, межпозвоночный блок

The literature review focuses on artificial intervertebral fusion. An increasing number of instrumented spinal procedures are performed each year with improved diagnostic and treatment strategies, advanced surgical technologies and optimal anesthetic techniques. One of the most common complications of spinal fusion is nonunion with the high reported incidence. Factors affecting fusion rates in lumbar spine surgery are described. Data from articles and textbooks of the last two decades have been used to reflect the current understanding of the research problem including reports in the earlier literature when appropriate.

Keywords: spondylodesis, lumbar spine, intervertebral fusion

ВВЕДЕНИЕ

Спондилодез – это основной и наиболее эффективный хирургический метод достижения сращения позвонков, выполняемый для лечения пациентов с дегенеративными поражениями межпозвоночных дисков, деформациями позвоночника, травматическими повреждениями. С каждым годом число оперируемых пациентов неуклонно растет. Этому способствует совершенствование и доступность диагностики для населения [1], появление новых и усовершенствование имеющихся хирургических методик, повышение возможностей анестезиологического обеспечения, рост продолжительности жизни населения, появление новых знаний в диагностике и лечении патологии позвоночника.

По данным американского эпидемиологического исследования, рост проведенных хирургических вмешательств, завершённых спондилодезом, за 10-летний период (с 1998 по 2008 год) составил 2,4 раза, а первичных стабилизирующих операций на поясничном отделе позвоночника 2,7 раза [2]. Это неуклонно ведет и к абсолютному росту повторных хирургических вмешательств, основной причиной которых является несостоятельность межтелового блока. Число несращений после стабилизирующих операций может достигать

40 % [3, 4]. По данным Irmola T. et al, суммарная частота реоперации после спондилодеза в двухлетний период составляет 12,5 %, а в 4-х летний период достигает почти 20 % [5]. Таким образом, среди вертебрологов вопрос достижения максимальной частоты сращения позвонков после стабилизирующих операций стоит достаточно остро.

В учебнике по спинальной хирургии Bridwell К.Н. от 2011 года определены факторы, влияющие на процесс формирования искусственного блока [6]. К ним относятся:

– костный трансплантат или его заменитель: тип костного трансплантата (губчатая кость, котрикальный слой), количество трансплантата, техника подготовки и т.д.;

– биомеханика спондилодеза: стабильность сегмента, загрузка и разрушение сегмента, расположение спондилодеза вдоль позвоночника, число синтезированных сегментов, эффективность иммобилизации, тип спондилодеза (TLIF, PLIF, ALIF, LLIF);

– состоятельность фиксации при спондилодезе: подготовка места спондилодеза, особенности кровоснабжения мягких тканей и ложа имплантата, предшествующая хирургия, местные изменения кости (например, инфекция), костный гомеостаз;

Байков Е.С., Вернер Н.Ю. Ключевые моменты формирования межтелового блока после декомпрессивно-стабилизирующих вмешательств на пояснично-крестцовом отделе позвоночника: обзор литературы // Гений ортопедии. 2020. Т. 26, № 3. С. 426-431. DOI 10.18019/1028-4427-2020-26-3-426-431

Baykov E.S., Verner N.Yu. Key points of interbody fusion following surgical decompression and stabilization of the lumbosacral spine: literature review. *Genij Ortopedii*, 2020, vol. 26, no 3, pp. 426-431. DOI 10.18019/1028-4427-2020-26-3-426-431

– системные факторы: метаболические заболевания костной ткани (остеопороз), гормональные изменения, лекарственные воздействия (ГКС), инфекции, курение, диетологический статус.

Рассматривая вопрос о формировании межтелового блока, необходимо упомянуть о том, как можно его оценить по данным неинвазивных методов исследования. Имеются несколько наиболее распространенных шкал. Во-первых, это классификация Bridwell К.Н., предложенная автором в 1995 году [7]. В этой классификации имеются 4 стадии: от полного сращения до полного несращения. Затем в 2002 году шведский хирург Vavruch L. представил свою классификацию, в которой им также определены 4 градации блока, отличающиеся вариантом локализации формирования костных мостиков либо через фиброзное кольцо, либо межтеловой промежутки [8]. Tan G.H. в 2007 году определил развитие блока от полного сращения до биполярного псевдоартроза [9]. Наиболее приемлемая для оценки динамики формирования костно-металлического блока является балльная шкала, определяющая сращение трансплантата/имплантата с ложем опорного позвонка, предложенная Баулиным И.А. с соавт. [10]. Констатацию формирования блока, как правило, рекомендуется проводить через год с момента операции, что обусловлено физиологическими особенностями репарации костной ткани позвоночника [11].

Остеоиндуктивные материалы

Одним из главных факторов в формировании межтелового блока являются свойства остеоиндуктивных материалов, применяемых при спондилодезе, лучшим из которых является аутокость. Также широкое применение получило использование аллотрансплантатов и различных синтетических костезаменителей (рекомбинантный морфогенетический белок, препараты на основе гидроксиапатита, трикальцийфосфата, их комбинации), которые, как правило, импактируются в межтеловой промежутки в составе кейджа либо в виде монокомпонента.

В работе Huang H. et al проводилась сравнительная оценка остеоиндуктивных свойств ауто- и аллокости, размещенных в разных ячейках одного имплантата, импактируемого в межтеловой промежутки [12]. В исследовании оценены данные 81 пациента, которые оперированы с использованием технологии трансфораминального межтелового спондилодеза (TLIF) и транспедикулярной фиксации. Авторами определено, что площадь прорастания аутокости как через 6 мес., так и через год была почти в 2 раз больше, чем аллокости, что указывает на превосходство собственной кости по остеоиндуктивным свойствам над аллокостью.

Проводя сравнения между аутокостью и кальцийфосфатом, в литературе большинство исследований указывают на значительно меньшие остеоиндуктивные свойства последнего. К примеру, в работе Thaler M. et al, где использовался кальцийфосфат, импактированный в полость кейджа, полное формирование блока через год не достигло и 30 %, при этом полное несращение выявлено практически в 40 % случаев [13].

Результаты использования гидроксиапатита указывают на его большую эффективность для слияния позвонков в сравнении с кальцийфосфатом. В клиническом исследовании Kim D.H. не выявлено достоверного различия по частоте формирования межтелового блока между различными остеоиндуктивными материалами [14]. Через 12 месяцев после операции полное слияние в группе с аутокостью достигнуто в

62,2 %, а в группе с гидроксиапатитом в 52 % случаев. Однако у возрастных пациентов (старше 66 лет) группы с применением гидроксиапатита авторами отмечалось достоверно большее число несращений.

Наилучшим заменителем кости по части образования межпозвонкового блока является рекомбинантный морфогенетический белок (rhBMP). Так, в исследовании, опубликованном в Spine в 2018 году, авторы пришли к выводу, что частота сращения в группах с аутокостью и rhBMP сопоставимы (92,7 % и 92,3 % соответственно) [15]. Единственным минусом, который был выявлен в ходе работы, это развитие достоверно большего числа сером и корешковых болей у пациентов с применением рекомбинантного морфогенетического белка. Имеются публикации с высокой степенью доказательности, сравнивающие остеоиндуктивные свойства rhBMP и аутокости. В мета-анализе от 2018 года не выявлено различия в результатах использования этих материалов по многим параметрам (продолжительность госпитализации, клинический исход (ODI), неблагоприятные события, частота реопераций) и, в частности, по частоте формирования межпозвонкового блока [16].

Биомеханические аспекты спондилодеза

Большое значение для создания условий для сращения позвонков при спондилодезе имеют такие его аспекты как размер внедряемого имплантата, объем остеиндуктивного материала, адекватность кюретажа. Данные компоненты могут быть по-разному реализованы в зависимости от типа доступа и вида хирургической техники: вентральный (ALIF), прямой боковой (LLIF), косой боковой (OLIF), трансфораминальный (TLIF) и задний (PLIF). Преимуществами вентрального доступа, по части условий для формирования межтелового блока, являются контролируемость кюретажа, возможность установки кейджа максимальной площади и импакции значимого объема остеиндуктивного материала [17, 18, 20]. Из преимуществ бокового доступа можно отметить лишь возможность установки кейджа большей площади [19]. При заднем межтеловом спондилодезе помимо умеренного положительного момента в виде возможности установки 2-х кейджей достаточной площади имеется и отрицательный - это слабоконтролируемый кюретаж [17, 18, 20]. И трансфораминальный спондилодез, пожалуй, самый неблагоприятный с точки зрения оптимальности условий для слияния: малая площадь опоры межтелового имплантата, слабоконтролируемый кюретаж [17].

При использовании какой технологии создаются наиболее оптимальные условия для формирования межпозвонкового блока? Однозначного ответа на этот вопрос нет. Имеются противоречивые данные. В одной из последних работ, опубликованных в World Neurosurgery, авторы, проведя сравнительный анализ методик ALIF, TLIF и PLIF, не выявили различия в частоте формирования блока как через 1 год, так и через 2 года [20]. Различия были отмечены в следующем: при ALIF достоверно лучше восстанавливается сегментарный лордоз, при TLIF – меньше послеоперационный болевой синдром, при PLIF ниже частота проседания имплантатов. В мета-анализе, опубликованном в 2017 году, также не выявлено достоверного превосходства какой-либо используемой технологии (ALIF, PLIF, TLIF и LLIF) в отношении частоты формирования межтелового блока [21].

Проседание межтелового имплантата является важным фактором, поскольку снижение высоты дискового промежутка может негативно отразиться на

достигнутой механической коррекции и клинических исходах. Частота встречаемости проседания достигает 35 % [22]. В основном данный неблагоприятный факт происходит и имеет максимум в первые 6-8 недель после операции. В дальнейшем, как правило, прогрессирование проседания не отмечается. К неблагоприятным факторам, которые значимо сопряжены с проламливанием кейджем замыкательных пластинок (ЗП), можно отнести агрессивный кюретаж, удаление передней продольной связки, центральное расположение кейджа, использование только костного трасплантата, насыльная импакция имплантата, малая площадь контакта кейджа и ЗП, сагиттальный дисбаланс [22]. В 2013 году опубликована статья, где было классифицировано проседание межтелового имплантата [23]. Оно базировалось на потере высоты межпозвоночного промежутка от 0 до 100 %: grade 1 – 0–24 %, grade 2 – 25–49 %, grade 3 – 50–74 %, grade 4 – 75–100 %.

Calvo-Echenique A. et all определили факторы, учет которых позволяет минимизировать возникновение проседания межтелового имплантата [24]. К ним относятся широкий поперечный размер кейджа, большая площадь контакта с ЗП, вентральное расположение кейджа, конгруэнтная (двояковыпуклая) поверхность кейджа. В доказательство этому Marchi L. et all оценили частоту проседания кейджей различной ширины (18 и 22 мм), установленных прямым боковым доступом, и выявили достоверно меньшую его частоту при использовании более широких имплантатов [23].

Lowe TG et all на кадаверных образцах оценили три параметра: прочность ЗП в 6 разных ее частях, выдерживающие нагрузки ЗП при использовании имплантатов разной площади и дизайна (полого или монолитного), а также прочность ЗП при ее частичном и полном удалении [25]. Результатами эксперимента доказано, что замыкательная пластинка максимально прочна в задне-латеральной части, самый слабый участок – центральная часть (в среднем слабее на 38 %). Монолитный и с наибольшей площадью имплантат обладает максимальной «минимальной продавливающей нагрузкой», но использование полого имплантата максимального диаметра достоверно превосходит монолитный в отношении формирования межтелового блока, при этом значимо не уступая в отношении просаживания. При установке имплантата частичное удаление ЗП достоверно не снижает опороспособные прочностные характеристики в сравнении с целой ЗП, но значимо повышает условия для формирования блока. Авторами также заключено, что при использовании методик PLIF и TLIF оптимальным является удаление замыкательных пластинок вентрально и расположение кейджей в задне-латеральных отделах. Еще одной немаловажной квинтэссенцией работы явилось указание на оптимальную устойчивость к проседанию при наличии суммарной площади контакта кейджа с ЗП не менее 30 %.

Значимое влияние на результаты спондилодеза оказывает сагиттальный профиль пациента. При «эргономичном» балансе в среднем нагрузка на вентральную колонну грудно-поясничного перехода составляет около 3,5 Nm, а при увеличении расстояния плеча рычага на 10 см вентрально от линии гравитации нагрузка возрастает до 35 Nm., что является неблагоприятным условием для сращения позвонков при формировании спондилодеза [26]. Rao PJ et all, оценивая результаты лечения 147 пациентов, которым был проведен ALIF, в 10,2 % случаев выявили проседание имплан-

татов, которое имело значимую отрицательную корреляционную связь с поясничным лордозом (Pearson correlation = -0,754, P = 0,012) [22].

В биомеханическом исследовании *in vitro*, опубликованном Hueng DY et all, определялось оптимальное расположение кейджей изолированно и в условиях задней винтовой фиксации, обеспечивающее стабильность при всех физиологических движениях, осуществляемых человеком [27]. Авторами заключено, что при изолированном межтеловом спондилодезе наибольшая первичная стабильность сегмента с минимальными рисками проседания достигается при медиадорзальном параллельном расположении кейджей, а при спондилодезе, дополненном задней винтовой фиксацией – медиовентральное их расположение с конвергенцией к центру.

А какова же роль задней винтовой фиксации в формировании межтелового блока? В статье, опубликованной в 2018 году, авторы изучали биомеханическое влияние передней продольной связки и задней винтовой фиксации на проседание при использовании гиперлордотических кейджей [28]. По результатам исследования было заключено, что в моделях, где применялась транспедикулярная фиксация, отмечено достоверно меньшее напряжение на ЗП, кейджи и фасеточные суставы, что снижает вероятность несостоятельности спондилодеза. В другой работе авторы оценивали стрессовое воздействие на нагружаемые элементы и стабильность сегмента при TLIF - технологии с использованием билатеральной и унилатеральной траспедикулярной фиксации [29]. В итоге было определено, что билатеральная траспедикулярная фиксация достоверно превосходит одностороннюю фиксацию и обеспечивает максимальную первичную стабильность сегменту, минимизируя стрессовые нагрузки на задние опорные элементы и ЗП. Рядом клинических исследований заключено, что отсутствие задней фиксации или ее несостоятельность являются значимыми факторами риска несращения и миграции межтеловых имплантатов. В исследовании Lee DY et all, опубликованном в 2018 году и основанном на результатах анализа данных 1047 пациентов, определено, что потеря фиксирующей способности транспедикулярной конструкции явилась достоверным фактором смещения кейджей и связанным с этим развитием псевдоартрозов [30].

Определенный интерес представляет использование полуригидных стержней, например, из полиэтеркетона (РЕЕК), при выполнении спондилодеза с позиции положений закона Вольфа, согласно которому циклические нагрузки могут стимулировать формирование костной ткани. Теоретически, сохранение минимальных движений между позвонками при наличии межтеловых кейджей, заполненных остеиндуктивным материалом, должно превосходить регенераторные возможности над таковыми в условиях ригидной фиксации. Однако в литературе нет клинических работ, доказывающих преимущества РЕЕК-стержней над титановыми в отношении формирования межтелового блока. Ormond DR et all у 42 пациентов, которым проводилась одноуровневая фиксация с использованием полуригидных стержней и TLIF, выявили развитие блока в 89,3 % случаев, что не превышает такую частоту при использовании титановых стержней [31]. В мета-анализе, опубликованном в 2018 году, в котором оценивались данные 1 проспективного и 4 ретроспективных исследований, не выявлено различий в частоте

сращения позвонков с титановыми и РЕЕК-стержнями [32]. Требуется дальнейшее проведение исследований с высоким уровнем доказательности для выявления или опровержения преимуществ РЕЕК-стержней над титановыми в отношении сращения позвонков при выполнении спондилодеза.

Что же касается материала имплантата, то ряд клинических исследований указывают на превосходство РЕЕК-кейджей над титановыми, как материала, близкого по прочностно-эластическим свойствам к кости, превосходящего по более высокой частоте развития межтелового блока и меньшему количеству осложнений [33, 34]. Другие работы указывают на кардинально противоположные результаты. Так, в работе Nemoto O. et al проведен сравнительный анализ данных пациентов, оперированных TLIF-технологией кейджами одного дизайна, но сделанными из разных материалов [35]. Авторами выявлено, что через год у пациентов с титановыми имплантатами формирование блока отмечено в 96 % случаев, а РЕЕК-имплантатами – в 67 %. Также в группе с РЕЕК-исплаттами в 60 % отмечено развитие параимплантатного остеолитизиса. Schimmel JJ et al проанализированы данные 95 пациентов после вентрального межтелового спондилодеза с использованием РЕЕК-кейджей, заполненных аутокостью, и задней винтовой фиксации [36]. Ими отмечено, что повторно оперированы 26 (27 %) пациентов, 23 (24 %) из которых – по поводу псевдоартроза. При этом в высокодоказательной работе (мета-анализ) от 2017 года не выявлено преимуществ какого-либо материала в отношении частоты формирования межтелового блока, несмотря на то, что достоверно чаще присутствовало клинически не значимое проседание титановых имплантатов [37].

Подготовка зоны спондилодеза

Кюретаж является значимым этапом при создании условий для сращения позвонков. Ряд исследователей рекомендуют удаление замыкательных пластинок или максимальное их истончение, несмотря на риск проседания имплантатов, так как подлежащая губчатая кость обладает большими остеиндуктивными свойствами [38]. Поэтому вокруг трансплантата и (или) имплантата должна присутствовать кровотокающая кость. Другие авторы ставят во главу угла максимальную прочность, противостоящую стрессовой нагрузке, и поэтому рекомендуют лишь удаление гиалинового хряща. Оба варианта имеют право на жизнь. Очень много решает поставленная цель – формирование спондилодеза *in situ* или с коррекцией. В случае сохранения лучшей опороспособности ЗП желательнее применять технологии с максимальной их визуализацией, как правило, это достигается при использовании вентральных доступов. Краниальная ЗП тела позвонка на 40 % менее прочная, чем каудальная, что очень важно при осуществлении кюретажа с точки зрения агрессивности его выполнения [39]. В доказательство тому клиническое исследование Le TV et al, в котором определено, что при возникновении проседания в 70 % случаев кейдж продавливал краниальную пластику нижележащего позвонка [40].

Изменения Modic и межтеловой блок

Определенный интерес представляет роль замыкательных пластинок в зависимости от их исходного состояния как одного из главных элементов в формировании межтелового блока после выполнения спондилодеза. В 1988 году Modic et al. описали три типа изменений замыкательных пластинок и прилегающего костного моз-

га тел позвонков, классифицированных по данным МРТ в зависимости от вида сигнала. Патологически и морфологически первый тип характеризуется отеком и асептическими воспалительными изменениями, второй тип – замещением красного костного мозга желтым жиром в результате его ишемии, третий тип – субхондральным склерозом [41, 42]. Встречается достаточное количество работ, в которых изучен переход одной стадии Modic в другую в условиях спондилодеза, чаще первой во вторую в течение первого года [43, 44]. Однако исследования, оценивающие формирование межтелового блока при наличии различных типов изменений замыкательных пластинок и прилегающего красного костного мозга, единичны. В ряде работ определена повышенная частота несращений после проведенного спондилодеза при исходном наличии Modic I типа, но в данных исследованиях не проводилась межтеловая стабилизация [45]. Kwon YM et al, оценивая результаты хирургического лечения пациентов с дегенеративной патологией межпозвонковых дисков на поясничном отделе позвоночника методом PLIF без винтовой фиксации, выявили формирование межтелового блока при Modic I в 81 % случаев, при типе II – в 84 %, при типе III – в 55 % случаев [46]. Гипотетически это может быть объяснено тем, что при первом и втором типах имеются условия, максимально благоприятные для сращения: микротрещины в ЗП и прилегающей костной ткани, способствующие вращению в них сосудов и нервов, миграция в достаточном количестве провоспалительных медиаторов ввиду постоянного биомеханического стресса. Требуются дальнейшие исследования и большее их количество с целью повышения доказательности связи разных типов Modic с частотой формирования межтелового блока после проведения спондилодеза.

Системные факторы

Остеопороз – заболевание скелета, характеризующееся снижением массы костной ткани и ухудшением ее качества (микроархитектоники), что приводит к хрупкости костей и развитию переломов [47]. Наличие данной патологии является критическим фактором при различных операциях на позвоночнике. Остеопороз достоверно повышает частоту механических повреждений при винтовой и межтеловой фиксации. При нем наблюдается высокая частота проседаний межтеловых имплантатов и расшатываний винтов, что отражается на клинических результатах, а в ряде случаев вызывает необходимость выполнения ревизионных вмешательств. Cho JH et al выявили, что частота регистрируемого проседания имплантатов и расшатывания винтов была достоверно выше у пациентов с остеопорозом, которым проводилась одноуровневая ТПФ и PLIF [48]. Однако частота сформированного блока через год в группах значимо не различалась. Также авторы сравнили результаты лечения у пациентов с проседанием и без такового, расшатыванием винтов и без такового. И выявили, что проседание никак не влияет на клинический и радиологический исход. А при расшатывании винтов отмечена достоверно меньшая частота формирования межтелового блока через год после операции.

Хирургическое лечение тучных пациентов сопряжено с рядом технических сложностей при выполнении операции, что увеличивает ее время, объем кровопотери, а также у данного контингента больных повышены риски послеоперационных осложнений (инфекционных, тромбоземболических и т.д.). Всё это отражается

на долгосрочных клинических результатах. В ряде работ определено, что при наличии ожирения у пациентов выше риск проседания и несращения [49, 50]. В проспективном исследовании Phan K., оценивающим результаты вентрального спондилодеза у пациентов с разной массой тела, выявлены достоверные различия по частоте формирования блока ($p = 0,014$). Несращение выявлено в 30 % случаев у тучных пациентов [50].

Еще одним системным фактором, влияющим на формирование межтелового блока, является употре-

бление табака. В литературе имеется достаточное количество исследований, утверждающих, что курение является потенциальным фактором проседания и несращения, поскольку никотин вызывает гипоксию тканей и прямое токсическое воздействие на остеобласты [51, 52]. Glassman SD et al выявили, что у курящих пациентов после одноуровневого спондилодеза с использованием аутокости из гребня подвздошной кости формирование межтелового блока через 2 года достигнуто в 76,2 %, а у некурящих пациентов в 94,1 % [53].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Успешное решение задачи хирургического лечения пациентов с патологией позвоночника основано, в том числе, на понимании многофакторности условий для формирования межтелового блока. Научные дискуссии на страницах журналов по поводу роли каждого фактора, начиная с вида остеиндуктивного материала, способов спондилодеза и заканчивая системными, такими как остеопороз, ожирение и т.д., свидетельствуют об отсутствии консолидированного мнения и нерешенности этого вопроса. Поиск путей решения в данной сфере может спо-

собствовать улучшению клинико-рентгенологических результатов лечения пациентов, требующих проведения спондилодеза, что отразится на повышении качества жизни больных и социально значимой финансовой экономики. Что же касается повседневной практики спинальных хирургов – становится очевидным, что полноценное предоперационное обследование, его обязательный анализ, в соответствии с имеющимися научными данными, безупречная хирургическая техника выполнения спондилодеза являются залогом успеха в лечении пациентов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Крутько А.В., Сангинов А.Д. К вопросу об объеме предоперационных радиологического и томографического обследований пациентов с дегенеративными заболеваниями поясничного отдела позвоночника // Хирургия позвоночника. 2018. Т. 15. № 2. С. 66–75.
2. Spinal fusion in the United States: analysis of trends from 1998 to 2008 / S.S. Rajaei, H.W. Bae, L.E. Kanim, R.B. Delamarter // Spine. 2012. Vol. 37, No 1. P. 67–76. DOI: 10.1097/BRS.0b013e31820cccfc.
3. Blumenthal S.L., Ohnmeiss D.D.; NASS. Intervertebral cages for degenerative spinal diseases // Spine J. 2003. Vol. 3, No 4. P. 301–309.
4. The role of fusion and instrumentation in the treatment of degenerative spondylolisthesis with spinal stenosis / K.H. Bridwell, T.A. Sedgewick, M.F. O'Brien, L.G. Lenke, C. Baldus // J. Spinal Disord. 1993. Vol. 6, No 6. P. 461–472.
5. Reoperation Rates Following Instrumented Lumbar Spine Fusion / T.M. Irmola, A. Häkkinen, S. Järvenpää, I. Marttinen, K. Vihtonen, M. Neva // Spine. 2018. Vol. 43, No 4. P. 295–301. DOI: 10.1097/BRS.0000000000002291.
6. The Textbook of Spinal Surgery. 3rd Ed. / Bridwell K.H., DeWald R.L., eds. Philadelphia PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
7. Anterior fresh frozen structural allografts in the thoracic and lumbar spine. Do they work if combined with posterior fusion and instrumentation in adult patients with kyphosis or anterior column defects? / K.H. Bridwell, L.G. Lenke, K.W. McEneaney, C. Baldus, K. Blanke // Spine. 1995. Vol. 20, No 12. P. 1410–1418.
8. A prospective randomized comparison between the cloward procedure and a carbon fiber cage in the cervical spine: a clinical and radiologic study / L. Vavrusch, R. Hedlund, D. Javid, W. Leszniewski, A. Shalabi // Spine. 2002. Vol. 27, No 16. P. 1694–1701.
9. CT-based classification of long spinal allograft fusion / G.H. Tan, B.G. Goss, P.J. Thorpe, R.P. Williams // Eur. Spine J. 2007. Vol. 16, No 11. P. 1875–1881.
10. Лучевой анализ формирования костного блока при использовании различных материалов для переднего спондилодеза у пациентов с инфракционными спондилитом / И.А. Баулин, П.В. Гаврилов, Н.А. Советова, А.Ю. Мушкин // Хирургия позвоночника. 2015. Т. 12, № 1. С. 83–89. URL: <https://doi.org/10.14531/ss2015.1.83-89>.
11. Цивьян Я.Л., Рамих Э.А., Михайловский М.В. Репаративная регенерация тела сломанного позвонка / под ред. Ю.И. Бородина. Новосибирск : Наука, 1985. 183 с.
12. Comparing the process of creeping substitution between allograft bone and local bone grafting in lumbar interbody fusion / H. Huang, C. Jiang, Z. Feng, X. Jiang // Eur. Spine J. 2014. Vol. 23, No 10. P. 2068–2074. DOI: 10.1007/s00586-014-3388-6.
13. The use of beta-tricalcium phosphate and bone marrow aspirate as a bone graft substitute in posterior lumbar interbody fusion / M. Thaler, R. Lechner, M. Gstöttner, C. Kobel, C. Bach // Eur. Spine J. 2013. Vol. 22, No 5. P. 1173–1182. DOI: 10.1007/s00586-012-2541-3.
14. Matched Comparison of Fusion Rates between Hydroxyapatite Demineralized Bone Matrix and Autograft in Lumbar Interbody Fusion / D.H. Kim, N. Lee, D.A. Shin, S. Yi, K.N. Kim, Y. Ha // J. Korean Neurosurg. Soc. 2016. Vol. 59, No 4. P. 363–367. DOI: 10.3340/jkns.2016.59.4.363.
15. Comparison of transforaminal lumbar interbody fusion outcomes in patients receiving rhBMP-2 versus autograft / T.R. Khan, K.R. Pearce, S.J. McAnany, C.M. Peters, M.C. Gupta, L.P. Zebala // Spine J. 2018. Vol. 18, No 3. P. 439–446. DOI: 10.1016/j.spinee.2017.08.230.
16. Comparison of the use of rhBMP-7 versus iliac crest autograft in single-level lumbar fusion: a meta-analysis of randomized controlled trials / F. Ye, Z. Zeng, J. Wang, H. Liu, H. Wang, Z. Zheng // J. Bone Miner. Metab. 2018. Vol. 36, No 1. P. 119–127. DOI: 10.1007/s00774-017-0821-z.
17. L5/S1 Fusion Rates in Degenerative Spine Surgery: Systematic Review Comparing ALIF, TLIF, and Axial Interbody Arthrodesis / G.D. Schroeder, C.K. Kepler, P.W. Millhouse, A.N. Fleischman, M.G. Maltenfort, D.K. Bateman, A.R. Vaccaro // Clin. Spine Surg. 2016. Vol. 29, No 4. P. 150–155. DOI: 10.1097/BSD.0000000000000356.
18. Булатов А.В., Климов В.С., Евсюков А.В. Хирургическое лечение спондилолистезов низкой степени градации: современное состояние проблемы // Хирургия позвоночника. 2016. Т. 13, № 3. С. 68–77. URL: <https://doi.org/10.14531/ss2016.3.68-77>.
19. Lee C.W., Yoon K.J., Ha S.S. Which Approach Is Advantageous to Preventing Development of Adjacent Segment Disease? Comparative Analysis of 3 Different Lumbar Interbody Fusion Techniques (ALIF, LLIF, and PLIF) in L4-5 Spondylolisthesis // World Neurosurg. 2017. Vol. 105. P. 612–622. DOI: 10.1016/j.wneu.2017.06.005.
20. Comparison of Outcomes of Anterior, Posterior, and Transforaminal Lumbar Interbody Fusion Surgery at a Single Lumbar Level with Degenerative Spinal Disease / N. Lee, K.N. Kim, S. Yi, Y. Ha, D.A. Shin, D.H. Yoon, K.S. Kim // World Neurosurg. 2017. Vol. 101. P. 216–226. DOI: 10.1016/j.wneu.2017.01.114.
21. A meta-analysis comparing ALIF, PLIF, TLIF and LLIF / I. Teng, J. Han, K. Phan, R. Mobbs // J. Clin. Neurosci. 2017. Vol. 44. P. 11–17. DOI: 10.1016/j.jocn.2017.06.013.
22. Subsidence following anterior lumbar interbody fusion (ALIF): a prospective study / P.J. Rao, K. Phan, G. Giang, M.M. Maharaj, S. Phan, R.J. Mobbs // J. Spine Surg. 2017. Vol. 3, No 2. P. 168–175. DOI: 10.21037/jss.2017.05.03.
23. Radiographic and clinical evaluation of cage subsidence after stand-alone lateral interbody fusion / L. Marchi, N. Abdala, L. Oliveira, R. Amaral, E. Coutinho, L. Pimenta // J. Neurosurg. Spine. 2013. Vol. 19, No 1. P. 110–118. DOI: 10.3171/2013.4.SPINE12319.
24. Stand-alone lumbar cage subsidence: A biomechanical sensitivity study of cage design and placement / A. Calvo-Echenique, J. Cegoñino, R. Chueca, A. Pérez-Del Palomar // Comput. Methods Programs Biomed. 2018. Vol. 162. P. 211–219. DOI: 10.1016/j.cmpb.2018.05.022.

25. A biomechanical study of regional endplate strength and cage morphology as it relates to structural interbody support / T.G. Lowe, S. Hashim, L.A. Wilson, M.F. O'Brien, D.A. Smith, M.J. Diekmann, J. Trommter // Spine. 2004. Vol. 29, No 21. P. 2389-2394.
26. The mechanism in junctional failure of thoraco-lumbar fusions. Part I: Biomechanical analysis of mechanisms responsible of vertebral overstress and description of the cervical inclination angle (CIA) / J.C. Le Huec, J. Richards, A. Tsoupras, R. Price, A. Léglise, A.A. Faundez // Eur. Spine J. 2018. Vol. 27, No Suppl. 1. P. 129-138. DOI: 10.1007/s00586-017-5425-8.
27. Biomechanical effects of cage positions and facet fixation on initial stability of the anterior lumbar interbody fusion motion segment / D.Y. Hieng, T.T. Chung, W.H. Chuang, C.P. Hsu, K.N. Chou, S.C. Lin // Spine. 2014. Vol. 39, No 13. P. E770-E776. DOI: 10.1097/BRS.0000000000000356.
28. Biomechanical evaluation of four surgical scenarios of lumbar fusion with hyperlordotic interbody cage: A finite element study / Z. Zhang, G.R. Fogel, Z. Liao, Y. Sun, X. Sun, W. Liu // Biomed. Mater. Eng. 2018. Vol. 29, No 4. P. 485-497. DOI: 10.3233/BME-181004.
29. Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: a finite element study / D.V. Ambati, E.K. Wright Jr., R.A. Lehman Jr., D.G. Kang, S.C. Wagner, A.E. Dmitriev // Spine J. 2015. Vol. 15, No 8. P. 1812-1822. DOI: 10.1016/j.spinee.2014.06.015.
30. Risk Factors for Posterior Cage Migration after Lumbar Interbody Fusion Surgery / D.Y. Lee, Y.J. Park, S.Y. Song, S.T. Jeong, D.H. Kim // Asian Spine J. 2018. Vol. 12, No 1. P. 59-68. DOI: 10.4184/asj.2018.12.1.59.
31. Ormond D.R., Albert L. Jr, Das K. Polyetheretherketone (PEEK) Rods in Lumbar Spine Degenerative Disease: A Case Series // Clin. Spine Surg. 2016. Vol. 29, No 7. P. E371-E375. DOI: 10.1097/BSD.0b013e318277cb9b.
32. Selim A., Mercer S., Tang F. Polyetheretherketone (PEEK) Rods for Lumbar Fusion: A Systematic Review and Meta-Analysis // Int. J. Spine Surg. 2018. Vol. 12, No 2. P. 190-200. DOI: 10.14444/5027.
33. Efficacy of anterior cervical fusion: comparison of titanium cages, polyetheretherketone (PEEK) cages and autogenous bone grafts / Y.C. Chou, D.C. Chen, W.A. Hsieh, W.F. Chen, P.S. Yen, T. Harnod, T.L. Chiou, Y.L. Chang, C.F. Su, S.Z. Lin, S.Y. Chen // J. Clin. Neurosci. 2008. Vol. 15, No 11. P. 1240-1245. DOI: 10.1016/j.jocn.2007.05.016.
34. Outcomes of interbody fusion cages used in 1 and 2-levels anterior cervical discectomy and fusion: titanium cages versus polyetheretherketone (PEEK) cages / C.C. Niu, J.C. Liao, W.J. Chen, L.H. Chen // J. Spinal Disord. Tech. 2010. Vol. 23, No 5. P. 310-316. DOI: 10.1097/BSD.0b013e3181af3a84.
35. Comparison of fusion rates following transforaminal lumbar interbody fusion using polyetheretherketone cages or titanium cages with transpedicular instrumentation / O. Nemoto, T. Asazuma, Y. Yato, H. Imabayashi, H. Yasuoka, A. Fujikawa // Eur. Spine J. 2014. Vol. 23, No 10. P. 2150-2155. DOI: 10.1007/s00586-014-3466-9.
36. PEEK Cages in Lumbar Fusion: Mid-term Clinical Outcome and Radiologic Fusion / J.J. Schimmel, M.S. Poeschmann, P.P. Horsting, D.H. Schönfeld, J. van Limbeek, P.W. Pavlov // Clin. Spine Surg. 2016. Vol. 29, No 5. P. E252-E258. DOI: 10.1097/BSD.0b013e31826eaf74.
37. Titanium vs. polyetheretherketone (PEEK) interbody fusion: Meta-analysis and review of the literature / S. Seaman, P. Kerezoudis, M. Bydon, J.C. Torner, P.W. Hitchon // J. Clin. Neurosci. 2017. Vol. 44. P. 23-29. DOI: 10.1016/j.jocn.2017.06.062.
38. The importance of the endplate for interbody cages in the lumbar spine / A. Polikeit, S.J. Ferguson, L.P. Nolte, T.E. Orr // Eur. Spine J. 2003. Vol. 12, No 6. P. 556-561.
39. Grant J.P., Oxland T.R., Dvorak M.F. Mapping the structural properties of the lumbosacral vertebral endplates // Spine. 2001. Vol. 26, No 8. P. 889-896.
40. Subsidence of polyetheretherketone intervertebral cages in minimally invasive lateral retroperitoneal transpoas lumbar interbody fusion / T.V. Le, A.A. Baaj, E. Dakwar, C.J. Burkett, G. Murray, D.A. Smith, J.S. Uribe // Spine. 2012. Vol. 37, No 14. P. 1268-1273. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3182458b2f.
41. Imaging of degenerative disk disease / M.T. Modic, T.J. Masaryk, J.S. Ross, J.R. Carter // Radiology. 1988. Vol. 168, No 1. P. 177-186. DOI: 10.1148/radiology.168.1.3289089.
42. Degenerative disk disease: assessment of changes in vertebral body marrow with MR imaging / M.T. Modic, P.M. Steinberg, J.S. Ross, T.J. Masaryk, J.R. Carter // Radiology. 1988. Vol. 166, No 1, Pt. 1. P. 193-199. DOI: 10.1148/radiology.166.1.3336678.
43. Change in Modic type 1 and 2 signals after posterolateral fusion surgery / S. Ohtori, M. Yamashita, K. Yamauchi, G. Inoue, T. Koshi, M. Suzuki, S. Orita, Y. Eguchi, N. Ochiai, S. Kishida, M. Takaso, K. Kuniyoshi, T. Ishikawa, G. Arai, M. Miyagi, H. Kamoda, J. Nakamura, Y. Aoki, K. Takahashi // Spine. 2010. Vol. 35, No 12. P. 1231-1235. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181bde562.
44. Portella S.T., Acioly M.A. The course of Modic vertebral body changes after posterolateral lumbar fusion on fused and adjacent levels: A systematic review of the literature // J. Clin. Neurosci. 2017. Vol. 41. P. 6-10. DOI: 10.1016/j.jocn.2017.04.007.
45. Lumbar spinal fusion. Assessment of functional stability with magnetic resonance imaging / P. Lang, N. Chafetz, H.K. Genant, J.M. Morris // Spine. 1990. Vol. 15, No 6. P. 581-588.
46. Long Term Efficacy of Posterior Lumbar Interbody Fusion with Standard Cages alone in Lumbar Disc Diseases Combined with Modic Changes / Y.M. Kwon, D.K. Chin, B.H. Jin, K.S. Kim, Y.E. Cho, S.U. Kuh // J. Korean Neurosurg. Soc. 2009. Vol. 46, No 4. P. 322-327. DOI: 10.3340/jkns.2009.46.4.322.
47. Лесняк О.М., Беневоленская Л.И.. Остеопороз в Российской Федерации: проблемы и перспективы // Научно-практическая ревматология. 2010. № 5. С. 14-18.
48. Effect of osteoporosis on the clinical and radiological outcomes following one-level posterior lumbar interbody fusion / J.H. Cho, C.J. Hwang, H. Kim, Y.S. Joo, D.H. Lee, C.S. Lee // J. Orthop. Sci. 2018. Vol. 23, No 6. P. 870-877. DOI: 10.1016/j.jos.2018.06.009.
49. Fusion and subsidence rate of stand alone anterior lumbar interbody fusion using PEEK cage with recombinant human bone morphogenetic protein-2 / E. Behrbalk, O. Uri, R.M. Parks, R. Musson, R.C. Soh, B.M. Boszczyk // Eur. Spine J. 2013. Vol. 22, No 12. P. 2869-2875. DOI: 10.1007/s00586-013-2948-5.
50. Influence of obesity on complications, clinical outcome, and subsidence after anterior lumbar interbody fusion (ALIF): prospective observational study / K. Phan, P. Rogers, P.J. Rao, R.J. Mobbs // World Neurosurg. 2017. Vol. 107. P. 334-341. DOI: 10.1016/j.wneu.2017.08.014.
51. The impact of smoking on neurosurgical outcomes / D. Lau, M.S. Berger, D. Khullar, J. Maa // J. Neurosurg. 2013. Vol. 119, No 5. P. 1323-1330. DOI: 10.3171/2013.5.JNS122287.
52. Assessment and classification of subsidence after lateral interbody fusion using serial computed tomography / G.M. Malham, R.M. Parker, C.M. Blecher, K.A. Seex // J. Neurosurg. Spine. 2015. Vol. 23, No 5. P. 589-597. DOI: 10.3171/2015.1.SPINE14566.
53. The efficacy of rhBMP-2 for posterolateral lumbar fusion in smokers / S.D. Glassman, J.R. Dimar 3rd, K. Burkus, J.W. Hardacker, P.W. Pryor, S.D. Boden, L.Y. Carreon // Spine. 2007. Vol. 32, No 15. P. 1693-1698.

Рукопись поступила 15.04.2019

Сведения об авторах:

1. Байков Евгений Сергеевич, к. м. н.,
ФГБУ «НИИТО им. Я.Л. Цивьяна», г. Новосибирск, Россия,
Email: evgen-bajk@mail.ru
2. Вернер Наталья Юрьевна,
ФГБУ «НИИТО им. Я.Л. Цивьяна», г. Новосибирск, Россия,
Email: n.verner.n@yandex.ru

Information about the authors:

1. Evgeny S. Baikov, M.D., Ph.D.,
Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics
N.a. Ya.l. Tsivyan, Novosibirsk, Russian Federation,
Email: evgen-bajk@mail.ru.
2. Natalya Yu. Werner, M.D.,
Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics
N.a. Ya.l. Tsivyan, Novosibirsk, Russian Federation,
Email: n.verner.n@yandex.ru