

УДК 616.711.6-018.3-002-089.843

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ИНДИВИДУАЛЬНОГО ДИНАМИЧЕСКОГО ПОРИСТОГО TLIF-КЕЙДЖА

А.Н. Лихолетов<sup>1,2</sup>, Г.В. Лобанов<sup>1,2</sup>, А.А. Казанцев<sup>3</sup>, В.В. Ким<sup>3</sup><sup>1</sup> ГОУ ВПО «Донецкий национальный медицинский университет им. М.Горького»,<sup>2</sup>Республиканский травматологический центр МЗ ДНР, г. Донецк,<sup>3</sup>ЦКБ РАН, г. Москва

**Ключевые слова:** нестабильные дегенеративные процессы, межтеловой трансфораминальный спондилодез, индивидуальный динамический пористый кейдж, транспедикулярная фиксация

В статье приведен обзор литературы хирургического лечения нестабильных форм остеохондроза пояснично-крестцового отдела позвоночника методом трансфораминального спондилодеза. Проведено биомеханическое испытание межтелового имплантата с прессованной титановой сеткой и внедрение его в клиническую практику у 18 больных. Приведено собственное наблюдение пациентки со спондилолизным листезом L4 позвонка, осложненным стенозированием позвоночного канала и неврологическим дефицитом. Использование индивидуального пористого динамического TLIF-кейджа, наполненного прессованной титановой сеткой, обеспечивает оптимальные условия для формирования межтелового костно-металлического блока за счет плотной посадки имплантата, конструкция каркаса с зубцами препятствует смещению после окончательного монтажа металлоконструкций. Показано, что данные кейджи обладают достаточной опороспособностью за счет амортизационных свойств прессованной титановой сетки, приближенных к межпозвонковому диску, что снижает риск развития болезни смежного уровня и благоприятно влияют на сроки восстановления опороспособности, значительно уменьшают травматичность хирургического вмешательства, сокращают время операции.

### ВВЕДЕНИЕ

Лечение нестабильных форм дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника – прогрессивно развивающееся направление вертебрологии [1, 2, 3], что обусловлено увеличением частоты поражения позвоночника дегенеративными процессами [1], особенно у трудоспособной категории населения [1, 4]. Следовательно, увеличение количества таких пациентов влечет за собой стремительное развитие высокотехнологичных видов медицинской помощи и тесно связано с достижениями технических дисциплин [1, 5]. Появление большого количества различных имплантатов и устройств увеличило число операций с их использованием [6]. В качестве имплантируемого материала используют аутокость, аллокость, деминерализованный костный матрикс, биополимеры, РЕЕК-материалы, углеродистые материалы, пористую керамику, различные металлические имплантаты. Для устранения нестабильности позвоночника «золотым стандартом» являются декомпрессивно-стабилизирующие операции, среди которых особый интерес представляет межтеловой спондилодез из заднего доступа (PLIF, TLIF) в сочетании с транспедикулярной

фиксацией. При этом из одного заднего доступа возможно одномоментно разрешить все патоморфологические изменения в позвоночном канале, в том числе и на передних опорных комплексах позвоночника. Устройства для переднего спондилодеза (кейджи) представляют из себя клетку в виде ригидного титанового каркаса (РТК), имеющую верхнюю и нижнюю аппретуры и внутреннюю полость для заполнения костной крошки (апертурные кейджи). Авторами доказано, что при формировании максимальных прочностных свойств композитов «титан – костная ткань» определяющую роль играет металлическая составляющая [8, 9, 10, 11, 12]. Однако эти материалы являются инородными и неспособны интегрировать с тканями организма [8, 10, 12]. Кроме того, различие модулей упругости между телом позвонка и установленным металлическим кейджем приводит к биомеханическому конфликту. В некоторых случаях титановый имплантат может пролабировать в близлежащие позвонки, с которыми он вступает в контакт [10, 11, 12]. Недостаток конструкции заключается в том, что осевая нагрузка верхней половины тела, приходящаяся на установленный кейдж, распространяется на его каркас. Это связано с тем, что материалы костного

трансплантата не имеют размерной стабильности и не поддерживают осевую нагрузку, а также способны к лизированию. При этом очевидно, что модуль упругости титанового сплава превышает модуль упругости костной ткани вышележащих и нижележащих позвонков, что создает риск пролабирования кейджа в тело позвонка, лизиса окружающей костной ткани или миграции кейджа [1, 8, 10, 12].

С целью сохранения достигнутой высоты межпозвонкового промежутка и улучшения прочности спондилодеза металлические имплантаты целесообразно сочетать с аутокостью. Эти устройства при их неправильной установке могут вызывать компрессию нервного корешка, псевдоартроз. Кроме того, при замыкании позвоночно-двигательного сегмента с помощью металлоконструкции происходит перегрузка смежных с ним сегментов с прогрессированием в них дегенеративных процессов и возобновлением болевого синдрома [13, 14, 15]. Исследования показали, что наилучшими прочностными свойствами обладают проницаемые имплантаты, получаемые из тканых и вязаных сеток, а также материалы из волокон, у которых прочность выше, чем у пористых порошковых [10, 11, 12].

В практике для TLIF используется стандартная линейка размеров кейджей. Большой выбор этих изделий позволяет выполнять различные задачи. Но при этом не всегда нужный тип и размер имплантата имеется в арсенале хирурга и может полностью соответствовать индивидуальным параметрам конкретного пациента [16, 17].

Проблему решают использование персонифицированных динамических кейджей, изготовленных на основе одноименного титанового пористого материала. Эти изделия создаются в полном соответствии уникальными параметрами конкретного пациента и имеют определенные упругие и биологические характеристики. В результате применения индивидуальных кейджей на основе пористого динамического материала для межтелового спондилодеза достигается скорейшее восстановление опороспособности позвоночника, обеспечивается максимально стабильная фиксация и создаются оптимальные условия для формирования межтелового костного блока. Все это происходит за счет предельно плотной посадки индивидуального имплантата.

Учитывая актуальность проблемы, в данной работе приведено биомеханическое и клиническое применение индивидуального динамического пористого TLIF-кейджа в сочетании с транспедикулярным остеосинтезом при нестабильных формах дегенеративно-дистрофических заболеваний пояснично-крестцового отдела позвоночника.

**Целью** данной работы явилось описание биомеханического исследования индивидуального динамического пористого TLIF-кейджа и его клиническая апробация.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Проанализированы результаты лечения 18 больных, находившихся на лечении и оперированных в клинике нейрохирургии РТЦ г.Донецка в период с 2017 по 2020 годы по поводу нестабильных форм остеохондроза при дегенеративно-дистрофических заболеваниях пояснично-крестцового отдела позвоночника. Мужчин было 10, женщин – 8. Возраст составил от 27 до 67 лет. Все больные проходили клиническое обследование (сбор жалоб, анамнеза заболевания, неврологического статуса, общеклинические и лабораторные исследования). Рентгенологические обследования включали в себя спондилографию с функциональными нагрузками, магнитно-резонансную томографию (МРТ), спиральную компьютерную томографию (СКТ).

Болевой синдром оценивался согласно 5-балльной визуально-аналоговой шкале (ВАШ) [18].

Во всех случаях было произведено оперативное вмешательство с использованием трансфораминального межтелового спондилодеза в сочетании с транспедикулярным остеосинтезом, который разделен на следующие этапы:

- 1) фасетэктомия (одно- или двусторонняя);
- 2) менингоградикулолиз, декомпрессия нервно-сосудистых образований;
- 3) формирование ложа для имплантата;
- 4) введение имплантата (кейджа) в межтеловое пространство;
- 5) транспедикулярная стабилизация.

Основные этапы операции проводились под радиологическим контролем С-arm дуги. При проведении межтелового спондилодеза использовали индивидуальные динамические пористые TLIF-кейджи (рис 1.) в сочетании с транспедикулярным остеосинтезом [19]. При планировании оперативного приема производилась оценка функциональной рентгенографии, МРТ- и СКТ-данных, по результатам которых изготавливался имплантат необходимой формы и размера для конкретного пациента.

Используемый кейдж состоит из внутренней части, состоящей из пористого титанового материала 1 и РТК кейджа 2 (рис. 1). Пористый материал изготовлен из прессованной титановой сетки «титановый шелк», созданной из проволоки GRADE 1 (ГОСТ Р ИСО 5832-2-2014), диаметр которой составлял 0,2-0,4 мм. Пористость титановой пористой платформы кейджа составляла 40-70%, а размер пор 50-400 мкм. Пористый материал также удерживается внутри РТК, который предотвращает выход пористого титанового материала за пределы его пределы. Пористая часть кейджа имеет верхнюю и нижнюю опорные площадки, что создает плотный контакт между поверхностями имплантата и замыкательной пластинкой позвонков, тем самым обеспечивая условия для остеоинтегра-

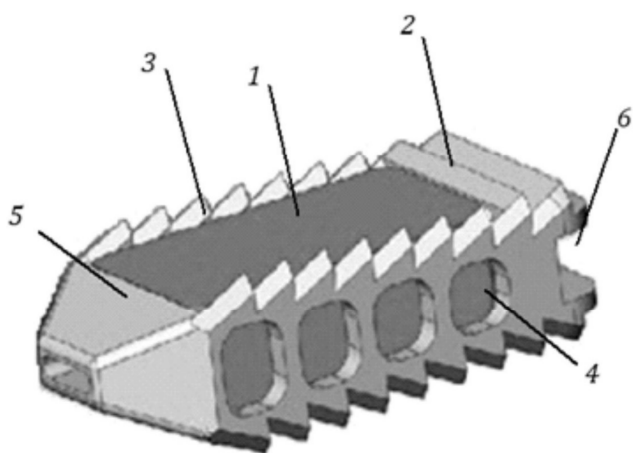


Рис. 1 – Общий вид пулевидного TLIF-кейджа с прессованной титановой сеткой, где 1 – пористый титановый материал «ТИОСТЕЛ», запрессованный в каркас, 2 – ригидный титановый каркас кейджа, 3 – заостренные зубы РТК, 4 – отверстия в каркасе для биоинтеграции, 5 – фронтальная пулевидная часть каркаса кейджа, 6 – отверстия и пазы для соединения между имплантатом и установочными инструментами

ции. Использование материала GRADE 1, содержащего 99,3% титана, позволяет рассчитывать на высокую биосовместимость, снижение риска отторжения или нагноения материала. Кроме того, пористая часть кейджа принимает на себя всю вертикальную нагрузку, приходящуюся на позвонок. Перераспределение нагрузки с РТК на пористую часть кейджа позволяет уменьшить толщину стенок РТК с 2 до 0,8 мм и увели-

чить высоту антимиграционных зубцов с 0,5 до 1,5 мм, а также заострить их верхний край и придать им переднюю режущую кромку. Благодаря высоте и заостренности антимиграционных зубцов способны к перфорации замыкательной пластинки и глубокому внедрению в тела позвонков, что создает надежную первичную фиксацию кейджа в межпозвонковой щели. Передняя режущая кромка антимиграционных зубцов обеспечивает легкое введение кейджа в межтеловую щель, что особенно важно при локализации L5-S1, сужении заднего края межтеловой щели. Кроме того, пористая часть кейджа, будучи производным титанового шелка, имеет микрорельеф поверхности, нанесенный на титановую проволоку, из которой он состоит. Благодаря этому пористость материала кейджа способствует прорастанию соединительной ткани, абсорбируя на своей поверхности витронектин и фибриноген – белки, инициирующие и стимулирующие пролиферативный процесс большинства тканей. Наличие в данной зоне остеобластов из перфорированных позвонков и костной крошки, а также наличие стабильного соединения позвонков способствуют соединительной ткани дифференцироваться в костную. Итогом использования является создание надежного спондилдеза за счет прорастания пористой части кейджа и формирования биоинтеграционного комплекса (БИКа).

Схематично механизмы восстановления отображены на рис. 2.

В сравнении со стандартными (ригидными) кейджами индивидуальные динамические пористые кейджи имеют следующие преимущества, представлены в табл. 1.

Таблица 1. Сравнение свойств стандартных (ригидных) титановых кейджей и кейджей с динамическими пористыми свойствами

Параметр	Ригидные титановые кейджи	Кейджи с динамическими пористыми свойствами
Биологическая совместимость	Данный вид может быть выполнен из титано-ванадиевого сплава или титан-кобальтового сплава, однако примеси других металлов снижают его биосовместимость	Материал пористой части кейджа выполнен из GRADE 1, содержащего 99,3% титана. Это существенно повышает чистоту и биосовместимость кейджа
Биологическая интеграция	Кейдж рассчитан на прорастание кости в полость каркаса с костной крошкой и костно-замещающим материалом. Однако РТК не участвует в биологической интеграции	РТК не препятствует прорастанию кости в пористую часть кейджа. Прорастание костью стимулируется за счет широкого и плотного контакта позвонков с пористым материалом кейджа. Зубцы РТК врезаются в замыкательную пластинку кости и не мешают плотному соприкосновению пористого материала с костной тканью смежных тел позвонков
Амортизация	Кейдж ригидный и при исполнении в титане имеет более высокий модуль упругости, неблагоприятно влияет на костную ткань, создавая риск пролабирования	Амортизация осуществляется за счет прессованной сетки. Модули упругости кости и пористой части кейджа близки по характеристикам, за счет чего снижен риск пролабирования кейджа в тело позвонка
Антимиграционный эффект	Антимиграционные зубцы слабо выражены. Их высота не более 0,5 мм. Заострены умеренно. Зачастую присутствует риск миграции кейджа в позвоночный канал	Высота антимиграционных зубцов не менее 1,5 мм, верхние края их заострены. Острота зубцов позволяет глубоко врезаться в кость и фиксироваться за позвонок, существенно снижают риск миграции, за счет чего препятствуют образованию листеза
Профилактика листеза	Антимиграционная система не препятствует образованию листеза	Глубокая посадка зубцов в замыкательные пластинки позвонков препятствуют смещению
Костно-стимулирующие факторы	Используется костная крошка и другие костно-замещающие материалы, присутствует риск лизирования и потери внутреннего объема, образования спондилдеза	В кейдже могут предусматриваться карманы для удержания костной крошки. А также на пористую часть могут наноситься биологически стимулирующие покрытия на всю глубину пористой части
Эргономические особенности	Кейдж с усилием проходит в межтеловую щель	Удобство введения вследствие легкого внедрения кейджа в межпозвонковую щель за счет режущей кромки спереди

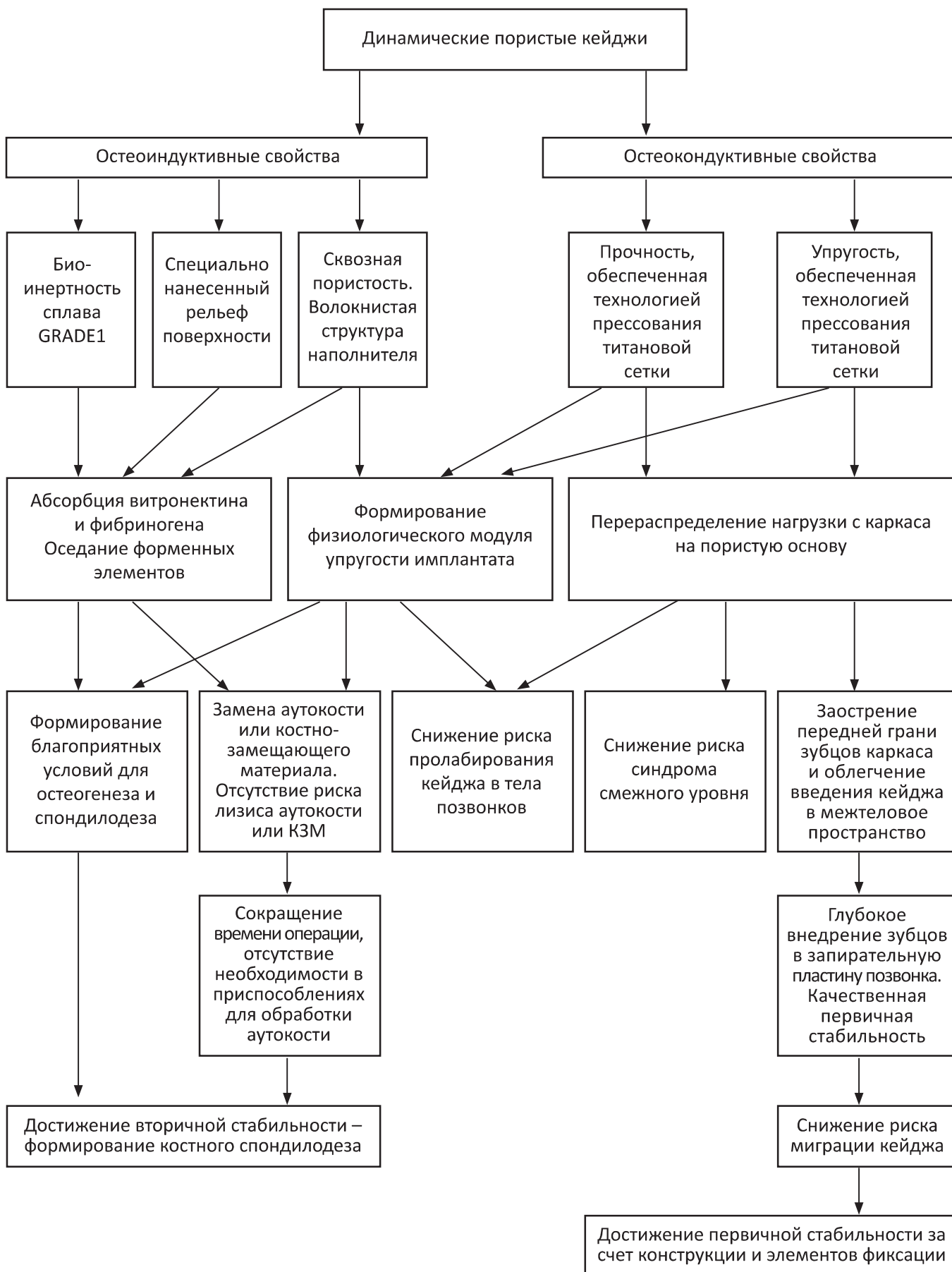


Рис. 2 – Схема механизма восстановления стабильности позвоночника

Перед внедрением в практику проведены биомеханические испытания имплантатов на устойчивость к усталостным нагрузкам в условиях лаборатории «ЦИТО-Проект» г. Москвы. Динамические осевые сжатия пулевидных динамических пористых кейджей выполнены не менее пяти раз на электромеханической испытательной машине LFM-50 (рис. 3) фирмы Walther and Bai (Швейцария) с параметрами 0–50 кН, скорость нагружения 0–500 мм/мин., скоростью вращения 60 об./мин., точность измерения 0,5%.



Рис. 3 – Внешний вид испытательной установки LFM-50

Жесткость образцов для испытаний составила 8300 Н/м. Образцы помещались в испытываемые блоки, которые были установлены в тисочные зажимы (рис. 4).

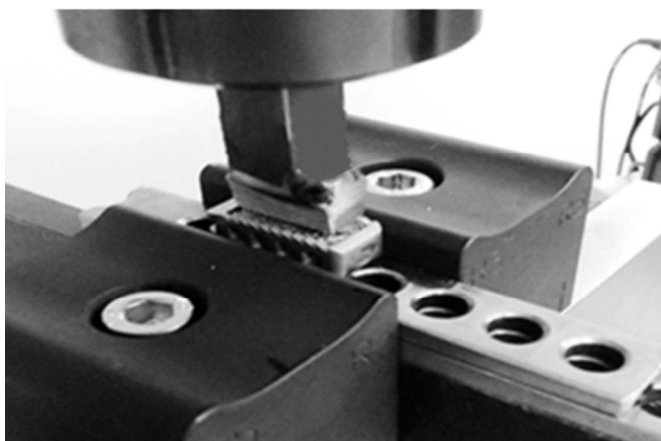


Рис. 4 – Внешний вид образца, закреплённого в испытательной машине во время испытания

Для выполнения испытаний брали 75, 50, 25% от максимальной нагрузки с учетом 5 образцов. Получили данные, что для испытаний необходимо применять нагрузки 100, 80, 60, 40, 20% от максимальной при частоте 5 циклов в секунду с учетом коэффициента  $R \geq 10$ . Испытание завершали тогда, когда кейдж проходил полный цикл применяемых нагрузок либо

прекращал свое действие. Представленные образцы выдерживали нагрузку 5 кН при 5000000 циклов, разрушение происходило с нагрузкой 10кН при 3000000 циклов (рис. 5).

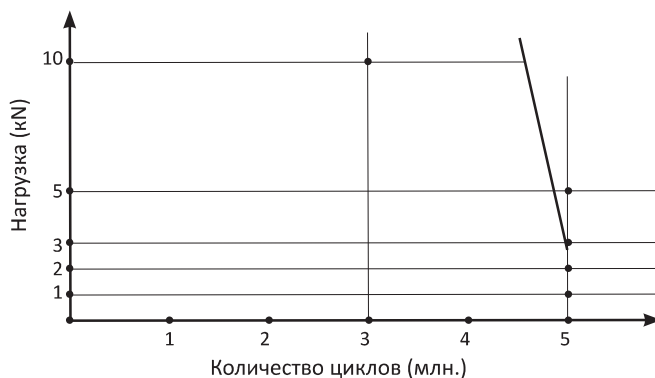


Рис. 5 – График циклов применяемых нагрузок

Согласно ГОСТ РФ 12189-2017, рекомендуемая максимальная жесткость поясничных кейджей должна составлять более 2500 Н/мм (максимальная прочность поясничных позвонков), критерием соответствия считают устойчивость при воздействии с нагрузкой в 2,5 кН. Таким образом, устойчивость испытанных образцов-кейджей к циклическим нагрузкам значительно превышает установленные значения.

Кроме того, отмечались динамические колебания, говорящие о способности кейджей к амортизации создаваемой нагрузки по аналогии с амортизацией, которую проявляет пульпозное ядро (зона упругой деформации, рис. 6).

Динамическое испытание на осевое сжатие. Образец №2 Кейдж пулевидный

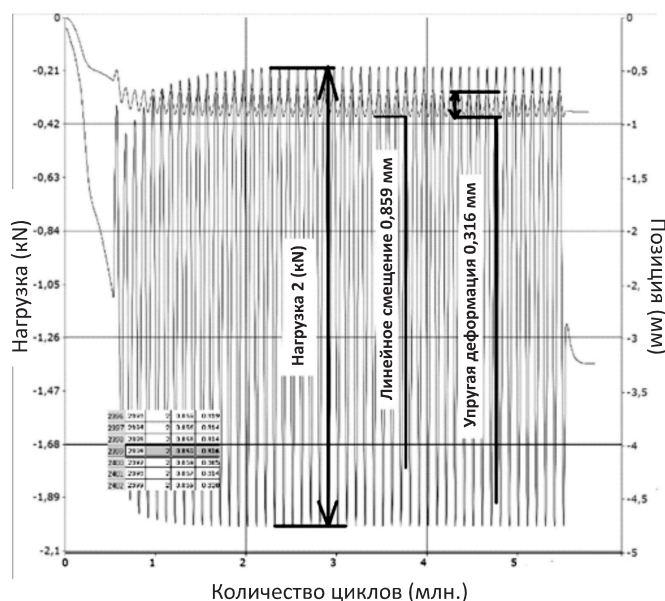


Рис. 6 – Пример динамического испытания на осевое сжатие

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Все пациенты на следующий день после операции отметили значительное улучшение состояния в виде уменьшения болевого и корешкового синдрома (по ВАШ 0-1 балл), что свидетельствовало о достаточной декомпрессии нервно-сосудистых образований позвоночного канала и стабилизации позвоночно-двигательного сегмента.

Длительность постельного режима после операции составляла 2 суток, после чего пациентам разрешали ходить. В течение 3 месяцев после операции осуществляли наружную иммобилизацию полужестким съемным корсетом у больных, оперированных по поводу спондилолизных листезов и при оперативном лечении на двух и более уровнях. Остальные пациенты в ношении корсетов не нуждались.

Результаты регресса болевого синдрома в послеоперационном периоде оценивали по 5-балльной визуально-аналоговой шкале (ВАШ), см. табл. 2.

Таблица 2 – Динамика болевого синдрома до и после оперативного вмешательства с использованием динамического пористого кейджа

Операция	До операции	После операции, мес.		
		3	6	12
Межтеловой спондилодез динамическим пористым кейджем	3,8±0,5 (n=18)	1,2±0,2 (n=18)	0,8±0,6 (n=18)	0,7±0,4 (n=18)

Контрольные рентгенологические и СКТ исследования, выполненные в динамике, не выявили миграцию и разрушение межтеловых имплантатов. Отмечено удовлетворительное обрастание имплантатов костной тканью с формированием костного блока, восстановление высоты межпозвоночного промежутка. Во всех случаях оперированные ПДС были стабильны. Данные СКТ-исследований, проведенных в сроки до 12 мес., свидетельствует об удовлетворительной остеоинтеграции имплантатов с формированием межтелового костно-металлического блока в месте оперативного вмешательства.

## КЛИНИЧЕСКИЙ ПРИМЕР

Пациентка С., 57 лет, история болезни № 12061, поступила в нейрохирургическое отделение РТЦ г. Донецка 29. 10. 2018 г. с диагнозом: остеохондроз, деформирующий спондилез, спондилоартроз пояснично-крестцового отдела позвоночника, спондилолиз дужки и нестабильный антелистез L4 позвонка, протрузии дисков L2-S1 позвонков с двусторонним латеральным стенозом на уровне L4-L5.

Пациентка болеет длительное время (около 15 лет), отмечает прогрессирование заболевания за последние 2 года, когда появилась и начала нарастать слабость в нижних конечностях, затем присоединились тазовые расстройства. Больная лечилась самостоятельно и у невропатолога по месту жительства. Эффекта от консервативного лечения не отмечала. После дообследования направлена к нейрохирургу.

При поступлении общее состояние средней тяжести из-за болевого синдрома. ВАШ 4/5. Выражена боль при перкуссии и пальпации остистых отростков и паравертебральных точек на уровне L3-L5 позвонков. Положителен симптом осевой нагрузки, напряжены длинные мышцы спины. Положительный симптом Нери и Кернига с двух сторон. Дистальный парез нижних конечностей до 2-3 баллов. Чувствительность нарушена по корешковому типу в виде гипестезии в зоне иннервации L5 корешков с 2 сторон. СХР с нижних конечностей угнетены, равны. Патологических стопных знаков нет. Тазовая функция нарушена по типу запоров и неудержания мочи.

По данным обследований, на МРТ (рис. 7) выявлен остеохондроз пояснично-крестцового отдела позвоночника, деформирующий спондилез, спондилоартроз, спондилолиз дужки и нестабильный антелистез L4 позвонка, протрузии дисков L2-S1 позвонков с формированием вторичного стеноза позвоночного канала с выраженной степенью компрессии нервно-сосудистых образований на уровне L4-L5 позвонков. Признаки асептического воспаления в сегменте L4-L5.

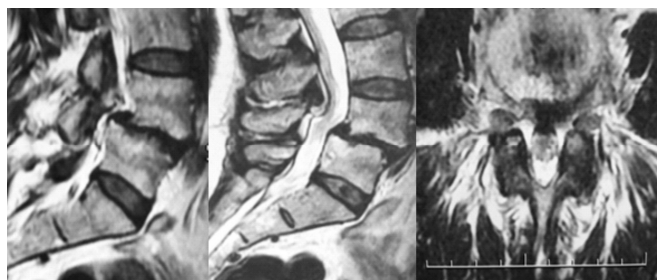


Рис. 7 – Больная С., 57 лет. Фотоотпечатки с МРТ-топограмм. Антелистез L4 позвонка. Вторичный стеноз позвоночного канала на уровне L4-L5. Компрессия содержимого позвоночного канала. Признаки спондилодисцита в сегменте L4-L5

На функциональной рентгенографии пояснично-крестцового отдела позвоночника (рис. 8) выявлен нестабильный спондилолизный антелистез L4 позвонка, при сгибании – 1,5 см, при разгибании – 1,0 см. Снижение высоты межпозвоночного промежутка более чем на 50%. Нестабильность в сегменте L3-L4. Грыжи Шморля в телах L2-L5.

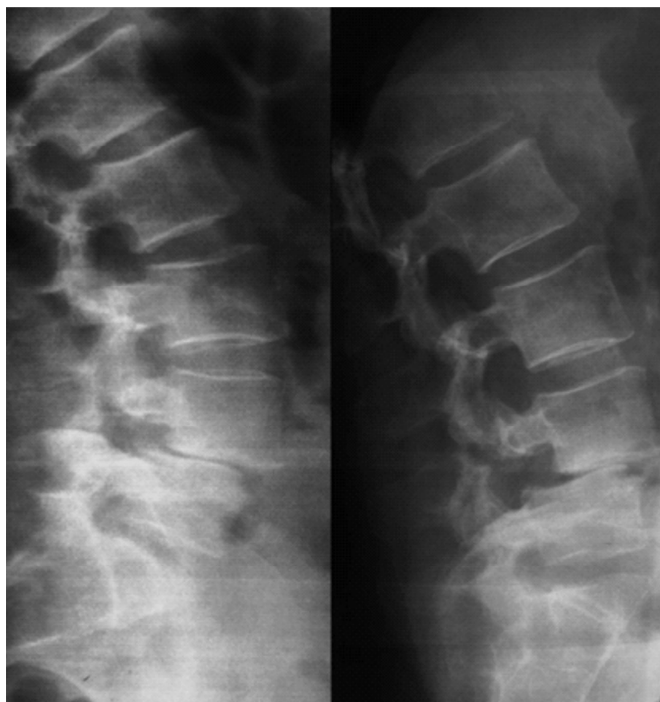


Рис. 8 – Больная С., 57 лет. Фотоотпечатки с функциональных рентгенограмм до оперативного лечения. Нестабильный антелистез L4 позвонка. Снижение высоты межпозвонкового промежутка более чем на 50%

По поводу выявленной патологии в плановом порядке выполнено оперативное вмешательство: декомпрессивная фасетэктомия L4-L5 с двух сторон, менингоградикулолиз и ревизия позвоночного канала, транспедикулярная фиксация на уровне L3-L4-L5, реконструкция позвоночного канала при помощи редуцированных винтов с установкой индивидуального динамического пористого межтелового TLIF-кейджа. Следует оговорить, что стабилизацию в сегменте L3-L4 планировали выполнить преднамеренно с целью профилактики болезни смежного уровня в связи с имеющейся описанной нестабильностью и для прочности металлоспондилодеза.

**Описание операции.** Произведен линейный разрез кожи в проекции остистых отростков L3-L5 позвонков. Паравертебральные мышцы отсепарированы при помощи распатора. Гемостаз при помощи моно- и биполярной электрокоагуляции. Мышцы разведены с помощью ранорасширителя Егорова и отведены за края суставных отростков. При помощи распатора и кусачек удалены остатки мышц с желтых связок и дужек позвонков. В тела L3 и L5 позвонков транспедикулярной с двух сторон введены шурупы, а в тело L4 позвонка введены редуцированные винты транспедикулярной системы. Выполнен предварительный монтаж системы. Затем произведен двусторонний интерламинарный доступ к нервно-сосуди-

стым образованиям позвоночного канала с частичной резекцией краев дужек и фасеточных суставов. Удалена гипертрофированная желтая связка, спаянная с дуральным мешком и корешками (менингоградикулолиз) с декомпрессией L5 корешков с 2 сторон на протяжении. Дуральный мешок и корешок смещены медиально корешковым ретрактором с одной стороны. Обнаружена грыжа диска, вызывающая компрессию корешка. Задняя продольная связка рассечена скальпелем, выполнена дискэктомия с кюретажем межтелового пространства, зачищены замыкательные пластинки смежных тел позвонков до кровоточивости. В межтеловое пространство введен тупой ример-дистрактор, который повернут в межтеловом пространстве на 90 градусов, увеличивая межтеловой промежуток до 8 мм, после чего такой же прием осуществлен острым римером-дистрактором. Затем в межтеловой промежуток по направлению к передней продольной связке уложена и импактирована костная крошка. После чего установлен титановый кейдж, наполненный прессованной титановой сеткой (индивидуальный размер 8 мм). От задних краев смежных тел позвонков до кейджа в сформированном канале в межпозвонковом пространстве оставлено 2-3 миллиметра. После чего произведена окончательная реконструкция позвоночного канала под радиологическим контролем (рис. 9) путем затягивания редуцированных винтов транспедикулярной системы на стержнях необходимой кривизны, соблюдая баланс позвоночного столба. Затем произведен окончательный гемостаз и ушивание раны с дренированием ее трубчатым дренажом активной аспирации, установленным через контрапертуру.

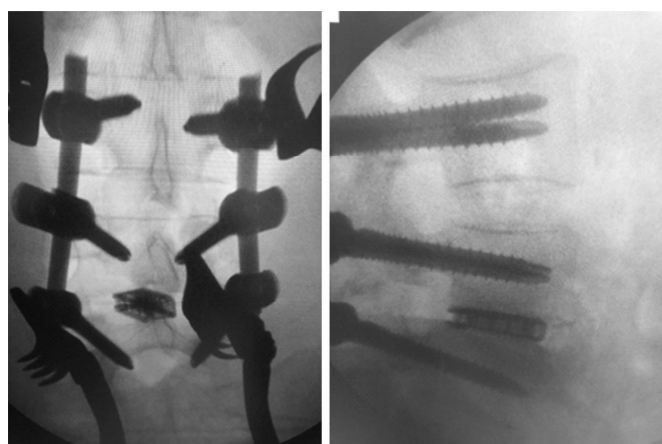


Рис. 9 – Больная С., 57 лет. Фотоотпечатки радиологического контроля во время оперативного вмешательства. Выполнена транспедикулярная стабилизация на уровне L3-L4-L5, установлен межтеловой динамический пористый TLIF-кейдж, проводится реконструкция позвоночного канала при помощи редуцированных винтов, установленных в теле L4 позвонка

Послеоперационный период протекал без осложнений. Больная вертикализована на 2-е сутки после удаления дренажей. Отмечается значительное уменьшение болевого (ВАШ 0-1/5) и корешкового синдрома, восстановление двигательных, чувствительных расстройств, больная самостоятельно контролирует функцию тазовых органов. На контрольных рентгенограммах стояние металлоконструкции и кейджа корректное, ось позвоночного столба восстановлена в полной мере (рис. 10). Пациентка выписана через 10 дней после операции и снятия швов под наблюдение врача по месту жительства в удовлетворительном состоянии после получения стандартной терапии в послеоперационном периоде.

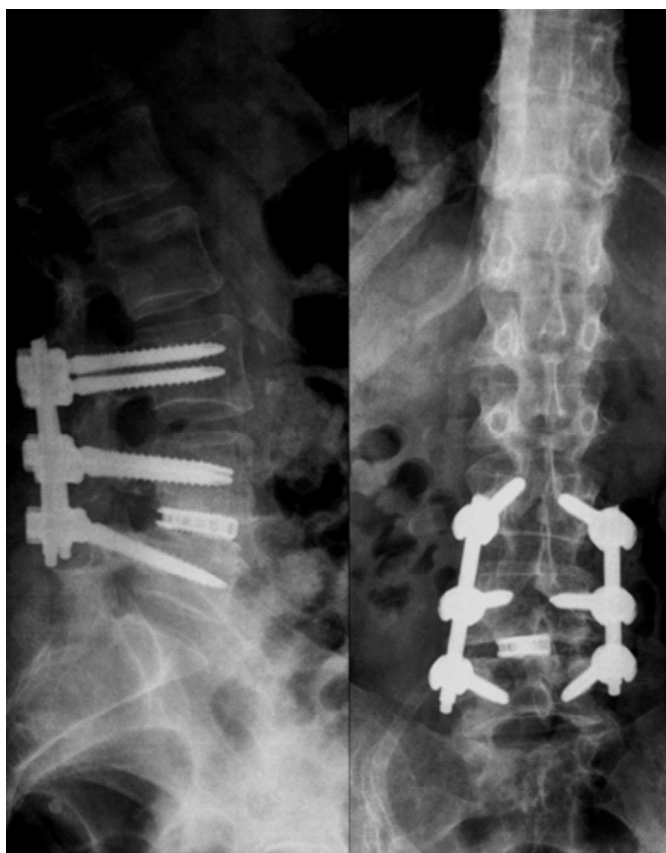


Рис. 10 – Больная С., 57 лет. Фотоотпечатки с контрольных рентгенограмм после проведенного оперативного вмешательства. Имплантированная транспедикулярная система и установленный межтеловой кейдж стабильны. Ось позвоночника полностью восстановлена

Проведенные контрольные рентгенологические и СКТ-исследования показали формирование проч-

ного костно-металлического блока (рис. 11), клинически возобновления корешкового и болевого синдрома не было.

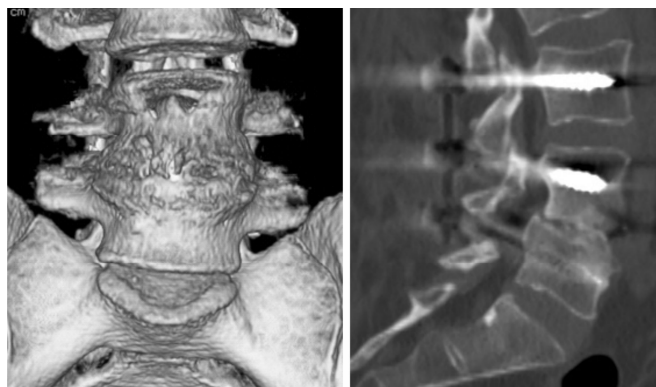


Рис. 11 – Больная С., 57 лет. Фотоотпечатки с СКТ через 1 год после проведенного оперативного вмешательства. Имплантированная транспедикулярная система и установленный межтеловой кейдж стабильны. Отмечено образование прочного костно-металлического блока на уровне L4-L5

## Выводы

Хирургическое вмешательство с использованием динамического пористого межтелового кейджа успешно прошло биомеханические нагрузочные испытания и является новым, эффективным методом лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний пояснично-крестцового отдела позвоночника. Выбранный способ межтелового спондилодеза показал определенные преимущества: индивидуальный размер и форма имплантата способствует обрастанию и формированию прочного спондилодеза. При этом возможно установить имплантат необходимой формы и высоты для восстановления анатомии межпозвонкового промежутка. Имплантат обладает достаточной опороспособностью за счет амортизационных свойств прессованной титановой сетки, приближенных к межпозвонковому диску, а ригидный титановый каркас с зубцами позволяет с легкостью его установить и препятствует смещению имплантата после окончательного монтажа металлоконструкций. Проведенные оперативные вмешательства у пациентов с использованием предложенных индивидуальных кейджей позволили снизить травматичность, ускорить время выполнения оперативного пособия и создать необходимые условия для формирования спондилодеза.



## USE OF THE INDIVIDUAL DYNAMIC POROUS TLIF-CAGE.

A.N. Likholetov<sup>1,2</sup>, G.V. Lobanov<sup>1,2</sup>, A.A. Kazantsev<sup>3</sup>, V.V. Kim<sup>3</sup><sup>1</sup>Donetsk National Medical University M. Gorky, <sup>2</sup>Republican Trauma Center, Donetsk, 3TsKB RAS, Moscow, Russia**Keywords:** unstable degenerative processes, interbody transforaminal fusion, individual cage, transpedicular fusion

The article provides a review of the literature on the surgical treatment of unstable forms of osteochondrosis of the lumbosacral spine by transforaminal fusion. A biomechanical test of an interbody implant with a pressed titanium mesh was carried out and its introduction into clinical practice in 18 patients. Own observation of a patient with spinal fusion of L4 vertebra, complicated by spinal stenosis and neurological deficit is given. The use of an individual TLIF cage filled with an extruded titanium mesh provides optimal conditions for the formation of an interbody bone-metal block due to the tight fit of the implant; the design of the frame with teeth prevents displacement after the final installation of metal structures. It is shown that these cages have sufficient supportability due to the depreciation properties of the pressed titanium mesh close to the intervertebral disc, which reduces the risk of developing an adjacent level disease and favorably affects the recovery time of the support ability, significantly reduces the invasiveness of surgical intervention, and reduces the time of surgery.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Ақшулаков С.К., Керимбаев Т.Т., Алейников В.Г. и др. Современные проблемы хирургического лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника // *Нейрохирургия и неврология Казахстана*. 2013. № 1 (30). С. 7-16.
2. José-Antonio S.S., Vaabor-Aqueveque M., Silva-Morales F. Philosophy and concepts of modern spine surgery // *Acta Neurochir Suppl*. 2011. V.108. P.23-31.
3. Eliyas J.K., Karahalios D. Review Surgery for degenerative lumbar spine disease // *DisMon*. 2011. Oct., V. 57(10). P. 592-606.
4. Черняев А.В., Слияков Л.Ю., Хурцилава Н.Д. Хирургическое лечение дегенеративных поражений поясничного отдела позвоночника: история и традиционные подходы (лекция) // *Кафедра травматологии и ортопедии*. 2014. № 2 (10). С. 20-26.
5. Haldeman S., Dagenais S. A supermarket approach to the evidence-informed management of chronic low back pain // *The Spine Journal*. 2008. V. 8. P.1-7.
6. Deyo R.A., Mirza S.K. Trends and variations in the use of spine surgery // *Clin. Orthop. Relat. Res*. 2006. V.443. P.139-146.
7. Нуралиев Х.А., Шавкатов Б.Ш. Задний межтеловой спондилодез в лечении нестабильных форм остеохондроза поясничного отдела позвоночника // *Гений ортопедии*. 2010. № 1. С. 64-67.
8. Нуралиев Х.А. Задний межтеловой спондилодез с использованием кейджа в системе лечения остеохондроза поясничного отдела позвоночника // *Гений ортопедии*. 2010. № 4. С. 68-72.
9. Меликян М.Л., Итин В.И. Динамика минерализации костной ткани в пористом титане и прочностные свойства композита «титан-костная ткань» // *Письма в ЖТФ*. 2002. Т.28. Вып. 16. С. 20-24.
10. Коллеров М.Ю., Шляпин С.Д., Сенкевич К.С., Казанцев А.А., Рунова Ю.Э. Использование термоводородной обработки при изготовлении пористых материалов и изделий из титановых волокон и проволоки // *Металлург*. 2015. №3. С. 61-66.
11. Шляпин С.Д., Серов М.М., Гусев Д.Е., Федорова Л.В. Получение, структура и свойства пористых материалов из титановых волокон и проволоки // *Изв. вузов. Порошк. металлургия и функц. покрытия*. 2016. №4. С. 76-85.
12. Трифонов Б.В., Надеждин С.В., Колобов Ю.Р., Храмов Г.В., Серов М.М., Лигачев А.Е., Олейник Е.А., Овчинников И.В. Регенерация костной ткани при заполнении дефекта композитом «титановое волокно-костно-пластический материал» // *Композиты и наноструктуры*. 2013. №2. С.59-64.
13. Афаунов А.А., Басанкин И.В., Кузьменко А.В. и др. Анализ причин ревизионных операций при хирургическом лечении больных с поясничными стенозами дегенеративной этиологии // *Хирургия позвоночника*. 2014. №1. С. 86-93.
14. Шнякин П.Г., Ботов А.В., Амельченко А.А. Хирургические методы лечения рецидива болевого синдрома при дегенеративной патологии поясничного отдела позвоночника // *Анналы клинической и экспериментальной неврологии*. 2018. Т.12, №3. С. 61-68.
15. Gomleksiz C., Sasani M., Oktenoglu T., FahirOzer A. A short history of posterior dynamic stabilization // *AdvOrthoped* 2012. 2012.P.629-698.
16. Никитин А.С. Синдром оперированного позвоночника // *Журнал неврологии и психиатрии*. 2016. №5. С.112-118.
17. Олейник А.Д. Поясничный остеохондроз (вопросы эпидемиологии, трудоспособности, патогенеза и прогноза хирургического лечения): автореф. дисс. ... д-ра мед.наук. Санкт-Петербург, 2004. 38 с.
18. Белова А.Н. Шкалы, тесты и опросники в неврологии и нейрохирургии. Москва: Антидор, 2004. 432 с.
19. Патент Украина. МПК. Способ заднего межтелового спондилодеза/Лихолетов А.Н., Лобанов Г.В.; заявитель и патентообладатель Лихолетов А.Н., Лобанов Г.В.; опубл. 25.07.19., Бюл №14. Номер патента 13873, дата заявки 04.02.19.