



СОВРЕМЕННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ЗАДНЕЙ ДИНАМИЧЕСКОЙ СТАБИЛИЗАЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА В ПРОФИЛАКТИКЕ СИНДРОМА СМЕЖНОГО УРОВНЯ: ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

С.К. Макиров, А.А. Юз, М.Т. Джахаф, С.С. Гусев

Российская медицинская академия последипломного образования, Москва

Представлен обзор основных устройств для динамической фиксации, предложенных и апробированных на сегодняшний день. Отдельное внимание уделено понятию «нестабильность», а также развитию синдрома смежного уровня при использовании фиксаторов различного типа. Использованы 123 источника, размещенных в 2006–2013 гг. в открытом доступе баз данных доказательной медицины (PubMed, Medline и др.). Несмотря на большое количество предложенных устройств, не существует идеальной системы динамической фиксации, способной в полной мере предупредить развитие синдрома смежного уровня. Имеется ряд устройств, обеспечивающих надежную фиксацию с сохранением нормальной биомеханики позвоночного сегмента. Однако достоверные клинические результаты их применения пока не получены. Изучение проблем нарушения биомеханики позвоночника после выполнения фиксации сегмента позволит найти ключ к решению проблемы синдрома смежного уровня. **Ключевые слова:** динамическая фиксация, синдром смежного уровня, нестабильность позвоночного сегмента.

MODERN OPPORTUNITIES
OF POSTERIOR DYNAMIC STABILIZATION
OF THE SPINE TO PREVENT ADJACENT SEGMENT
SYNDROME: REVIEW OF THE LITERATURE

S.K. Makirov, A.A. Yuz, M.T. Jahaf, S.S. Gusev

The paper presents a review of basic devices for dynamic fixation, which were proposed and tested to date. Special attention is paid to the concept of instability, as well as to the development of adjacent segment syndrome after fixation with different devices. A total of 123 open-access available articles archived in evidence-based medicine databases (PubMed, Medline, etc.) during 2006–2013 were reviewed. Despite the large number of proposed devices, there is no perfect system of dynamic fixation which is able to prevent the development of adjacent segment syndrome to the full extent. There is a number of devices providing solid fixation while maintaining normal spinal segment biomechanics. However, reliable clinical results of their use are not yet available. Studying the problems of spinal biomechanics' violation following spinal segment fixation, in authors' opinion, will allow finding the key to solving the problem of adjacent segment syndrome.

Key Words: dynamic fixation, adjacent segment syndrome, spinal segment instability.

Для цитирования: Макиров С.К., Юз А.А., Джахаф М.Т., Гусев С.С. Современные возможности задней динамической стабилизации позвоночника в профилактике синдрома смежного уровня: обзор литературы // Хирургия позвоночника. 2015. Т. 12. № 1. С. 46–62.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.1.46-62>.

Please cite this paper as: Makirov SK, Yuz AA, Jahaf MT, Gusev SS. Modern opportunities of posterior dynamic stabilization of the spine to prevent adjacent segment syndrome: review of the literature. Hir. Pozvonoc. 2015;12(1):46–62. In Russian.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.1.46-62>.

Поясничный спондилодез – распространенная хирургическая операция, применяемая при лечении дегенеративных изменений межпозвонковых дисков, ассоциированных с хроническим болевым синдромом в нижней части спины и другими заболеваниями позвоночного столба (грыжей

диска, спондилолистезом, фасеточной артропатией, спинальным стенозом) [121]. Спондилодез впервые описан Albee для лечения болезни Пота, и Hibbs, применившим методику для лечения деформации позвоночника [37]. За последние 40 лет спондилодез признан золотым стандартом

лечения большинства дегенеративных заболеваний позвоночника. Несмотря на множество преимуществ спондилодеза, операция предрасполагает к появлению ряда серьезных осложнений, включая дегенеративные изменения смежного сегмента и псевдоартроз [21, 63]. В серии кадаверных

in vitro исследований было доказано, что спондилодез увеличивал внутридисковое давление, стрессовые нагрузки на замыкательные пластинки, фиброзное кольцо и смежные сегменты [88, 91, 108].

Одним из самых изучаемых осложнений ригидной фиксации является так называемый синдром смежного уровня – дегенеративные изменения позвоночного сегмента выше уровня фиксации [20, 23, 31, 61, 75, 117]. Несмотря на активное изучение, синдром смежного уровня до сих пор оставляет исследователям больше вопросов, чем ответов. Не до конца ясны причины его развития, связь с методом фиксации, сроки появления и факторы риска. На сегодняшний день основной является теория о прогрессировании дегенеративных изменений в смежном сегменте в связи изменением биомеханических свойств поясничного отдела позвоночника при выполнении жесткой фиксации.

Для разгрузки фасеточных суставов и задней части фиброзного кольца разработаны устройства задней динамической стабилизации, сохраняющие физиологический диапазон движений в определенных плоскостях. Сохранение физиологической подвижности фиксируемого сегмента на сегодняшний день является основным методом профилактики синдрома смежного уровня.

В данной работе рассмотрим основные устройства для динамической фиксации, предложенные и апробированные на сегодняшний день, а также основные осложнения, связанные с их применением. Отдельно будет рассмотрено понятие «нестабильность». Особое внимание уделено развитию синдрома смежного уровня при использовании фиксаторов различного типа.

Дегенерация и нестабильность

Сегментарная нестабильность тесно связана с появлением болей в нижней части спины. Впервые о связи нестабильности с дегенерацией межпозвон-

кового диска заявил Knutsson в 1944 г. [59], описав аномальное соскальзывание позвонков в сочетании с дегенерацией диска на рентгенограммах, указав при этом, что о сегментарной нестабильности можно говорить при соскальзывании более 3 мм.

Дальнейшее изучение проблемы дегенеративных изменений поясничного отдела позвоночника и патогенеза дискогенного болевого синдрома продолжили Kirkaldy-Willis и Farfan в 1982 г., спустя почти 40 лет [58], определяя нестабильность как клинический статус пациентов, имеющих проблемы со спиной, у которых при малейшей провокации период ремиссии сменяется обострением [58]. По их мнению, дегенеративная нестабильность позвоночника начинается с дегенеративных изменений межпозвонкового диска, проявляющихся его дегидратацией и снижением натяжения фиброзного кольца. По мере снижения высоты диска происходят дальнейшие изменения, связанные с гипертрофией фасеточных суставов и желтых связок. Завершается процесс формированием спинального стеноза и дегенеративного спондилолистеза. Кроме того, авторы сформулировали концепцию о трех этапах дегенеративного каскада: 1) временная дисфункция; 2) стадия нестабильности; 3) стадия стабилизации. На 1-й стадии пациенты могут отвечать на консервативное лечение, на 2-й и 3-й стадиях требуются хирургическое лечение, декомпрессия и коррекция деформации. Несмотря на то что одной из причин болей в нижней части спины являются дегенеративные изменения диска, основная причина возникновения болевого синдрома – нестабильность [64]. Тем не менее до сих пор понятие «нестабильность» недостаточно хорошо определено в мировой литературе.

Ряд авторов установил, что межпозвонковый диск имеет изотопическое строение мячика с жидкостью. Его изометрические свойства и переносимость нагрузок нарушаются при развитии дегенеративных изменений [39, 74, 102].

Frymoyer et al. [33, 34] развили учение о нестабильности, разделив

ее на первичную и вторичную, причем в группу первичной нестабильности авторы отнесли дегенеративные заболевания диска, дегенеративный спондилолистез и дегенеративные сколиотические деформации. Позже Benzel [6] разделил хроническую нестабильность на две группы: истинная нестабильность и дисфункциональные движения позвоночного сегмента. Согласно автору, к типичным примерам истинной нестабильности следует отнести дегенеративный, истмический и ятрогенный спондилолистез, а к дисфункциональным движениям позвоночного сегмента – дегенеративные заболевания диска.

Согласно Panjabi [84], нестабильность возникает вследствие невозможности контролировать движения в нейтральной зоне позвоночного столба, где движения происходят с минимальным внутренним сопротивлением и в нормальных физиологических пределах. Автор считает, что нестабильность является источником болевого синдрома и причиной появления аномальных движений.

Stokes и Frymoyer [105] и Weiler et al. [114] также связывают аномальные движения с появлением болей в спине. Однако, с точки зрения определения нестабильности, аномальные движения не всегда вызывают болевой синдром, как, например, в случаях, когда рентгенологически отмечаются аномальные движения в дегенеративно измененных дисках, ассоциированных со спондилолистезом, а болевой синдром при этом имеет ремитирующий характер течения [76]. По этой причине в определение нестабильности были включены аномальные движения суставов и измененный характер нагрузок [64].

Более полную картину развития нестабильности представил С.К. Макиров, который при помощи математического моделирования выделил три типа дислокационного синдрома (в зависимости от степени снижения высоты межтелового пространства): функциональный блок, истинная нестабильность и фиброзный блок. Данные подтверждены клинически-

ми и параклиническими методами обследования. Автор пришел к выводу, что динамика структурно-функциональных нарушений позволяет выделить следующие клинические стадии дегенеративного процесса: а) функциональный блок – дислокационный синдром 1-го типа; б) истинная нестабильность – дислокационный синдром 2-го типа; в) фиброзный блок – дислокационный синдром 3-го типа в сочетании с различными типами стеноза.

Динамическая фиксация и синдром смежного сегмента

Ригидная фиксация и спондилодез остаются основными методиками лечения дегенеративных заболеваний позвоночника на протяжении последних 40 лет. За такой длительный промежуток времени накопились достаточные данные для формирования достоверных выводов относительно этой методики. Несмотря на то что хорошие рентгенологические результаты после спондилодеза достигают 100 %, они не имеют корреляции с клиническими результатами [8, 9, 13]. Доля удовлетворительных результатов при поясничном спондилодезе несопоставима с этими цифрами и варьирует от 16 до 95 %, в среднем 70 %, по данным систематических проводимых промежуточных исследований [110]. Считается, что ригидные методики фиксации в сочетании со спондилодезом увеличивают стрессовые нагрузки на смежный сегмент, которые приводят к развитию в нем дегенеративных изменений. Частота развития синдрома смежного уровня не до конца ясна, однако его развитие доказано клинически [32, 36, 66, 72, 77, 90]. Так, частота развития синдрома смежного уровня после выполнения спондилодеза варьирует от 5,2 до 100,0 % [42]. Зачастую для лечения дегенеративных изменений смежных сегментов после поясничного спондилодеза приходится прибегать к повторному хирургическому вмешательству [35, 45, 65, 85]. Из всех вариантов спондилодеза с наибольшим

риском развития синдрома смежного уровня ассоциированы вмешательства на пояснично-грудном и пояснично-крестцовом переходах (так называемый плавающий спондилодез) [45].

Sears et al. [100] в ретроспективном когортном исследовании выявили связь между новыми хирургическими методиками лечения дегенеративных изменений смежного уровня и количеством фиксированных сегментов. Авторы пришли к выводу, что хотя молодые пациенты после одноуровневой фиксации имели низкий риск развития синдрома смежного уровня, у пациентов с 3–4-уровневым спондилодезом, по сравнению с одноуровневым, риск повторного хирургического вмешательства утраивался с предсказательной валидностью 40 % за 10-летний период наблюдения.

Все вышесказанное привело исследователей к идее создания устройств для фиксации позвоночного сегмента, сохраняющих необходимый объем движений, с целью предупреждения развития синдрома смежного уровня [7, 83, 122] и устранения нежелательных эффектов ригидной фиксации на фиксируемый и смежный с ним сегменты. Предполагалось, что разработка подобных конструкций снизит риск поломки фиксатора, устранив его перегрузки и, самое главное, позволит создать систему, способную переносить повышенные нагрузки и контролировать движения без снижения стабильности [116].

Динамическую фиксацию, предотвращающую появление аномальных нагрузок, впервые описал Sengupta [102], по мнению которого подобное устройство позволило бы переносить более мощные физиологические нагрузки и, тем самым, уменьшить болевой синдром и предотвратить появление дегенеративных изменений в соседних сегментах.

Основная задача динамических фиксаторов – устранение болевого синдрома путем более физиологического распределения нагрузок между передним и задним компонентом позвоночного столба, сохраняя при этом физиологические и минимизируя ано-

мальные движения позвоночного сегмента [10, 102]. За счет стабилизации движений позвоночного столба достигается снижение болевого синдрома, а контролируемые движения, в свою очередь, позволяют снизить вторичные эффекты, присущие спондилодезу [104]. Считается, что динамическая или ригидно-динамическая фиксация восстанавливает функцию позвоночного сегмента, защищая при этом смежный сегмент [41, 52, 79].

К достоинствам динамических стабилизаторов можно отнести устранение потребности в костном трансплантате, устранение причин развития псевдоартроза, снижение дегенеративных изменений со стороны смежного уровня [46, 71].

В ряде исследований уже сообщалось об эффективности динамической стабилизации [33–35]. Так, Szpalski et al. [109] опубликовали системный обзор, посвященный задней динамической фиксации. По данным авторов, снижение риска развития синдрома смежного уровня связано, главным образом, со снижением стрессовых нагрузок.

Классификация динамических систем и показания к их применению

Показания для установки систем динамической фиксации неоднократно обсуждались в литературе [45, 50, 55], кроме того, неоднократно предпринимались попытки их классификации [4, 45, 46]. Однако наиболее фундаментальную работу в этом направлении выполнили Karner et al. [54], предложившие классификацию систем задней динамической стабилизации позвоночного столба, в которой все устройства разделили на три типа: 1) задние межостистые спейсеры; 2) задние транспедикулярные динамические устройства; 3) эндопротезы межпозвонковых дисков. Данной классификации мы будем придерживаться в обзоре.

К показаниям для использования систем динамической транспедикулярной фиксации авторы отнес-

ли дегенеративную нестабильность позвоночного столба (дегенерацию диска и фасеточных суставов, дегенеративный спондилолистез), ятрогенную нестабильность после дискэктомии/декопрессивной ламинэктомии, спондилодез с применением межтеловых спейсеров, синдром смежного сегмента, тотальное протезирование межпозвонкового диска, рецидивирующую грыжу диска. В ряде исследований сообщалось о снижении частоты рецидивов грыж диска после стабилизации системами динамической фиксации [19, 53]. Отдельно определены показания для установки межостистых спейсеров: центральный спинальный стеноз с нейрогенной хромотой, фораминальный стеноз с корешковым синдромом, патология фасеточных суставов, поражение 1–2 уровней у пациентов старше 50 лет.

Межостистые спейсеры

Межостистые спейсеры (рис. 1) «X-Stop» были разрешены к применению «Food and Drug Administration» (далее FDA) в ноябре 2005 г. у пациентов старше 50 лет, страдающих от нейрогенной перемежающейся хромоты, возникающей вследствие поясничного спинального стеноза и облегчающейся при наклоне вперед с отсутствием эффекта от консервативного лечения в течение не менее чем 6 мес. Возможна двухуровневая фиксация [118]. Противопоказаниями для установки спейсеров являются непереносимость титана или титановых сплавов, выраженная нестабильность, анкилозирование позвонков, переломы остистого отростка (*pars interarticularis*), выраженные сколиотические деформации, синдром конского хвоста, остеопороз, системные инфекционные заболевания с локализацией процесса в зоне установки имплантата, локализация поражения в сегменте L₅–S₁.

Биомеханические исследования. Основная биомеханическая функция межостистых спейсеров – ограничение разгибания и создание флексионной установки позвоночного сегмента, что существенно увеличивает площадь

поперечного сечения позвоночного канала и межпозвонкового отверстия в стенозированном сегменте [11, 43, 78, 103]. На 8 кадаверных препаратах после установки межостистых спейсеров на уровне L₂–L₅ было отмечено уменьшение объема сгибания/разгибания в сегменте, но увеличение диапазона латеральных наклонов и ротации [43]. В другом биомеханическом исследовании были продемонстрированы растяжение задних элементов тел смежных позвонков, разгрузка межпозвонковых дисков, ограничение разгибания позвоночного столба и уменьшение степени стенозирования центральных и латеральных отделов позвоночного канала [11].

В двух других исследованиях радиологически было выявлено увеличение высоты, ширины и площади поперечного сечения межпозвонкового отверстия после установки межостистых спейсеров [78, 103]. Кроме того,

39 пациентам через два года выполнили МРТ, по результатам которой отмечалось увеличение площади позвоночного канала и межпозвонкового отверстия, а также сохранение объема движений поясничного отдела позвоночного столба [78]. Однако в более позднем исследовании, в которое вошли 129 пациентов, радиологические параметры вернулись в исходное состояние спустя 202–527 дней после операции [103].

Было проведено несколько хорошо спланированных исследований, посвященных эффективности и безопасности применения спейсеров «X-Stop». Так, Kabir et al. [47], основываясь на данных литературных источников, пришли к выводу, что применение спейсеров не превосходит результаты консервативного лечения у пациентов старше 50 лет с поясничным спинальным стенозом. Однако из-за ограниченного числа проведенных рандоми-



Рис. 1

Межостистые спейсеры: **а** – имплантат Wallis; **б** – DIAM; **в** – «X-stop»; **г** – «Coflex»

зированных исследований невозможно достоверно определить показания к использованию межостистых спейсеров у пациентов с дегенеративными заболеваниями позвоночника.

Осложнения, частота повторных операций и неудовлетворительные результаты лечения. В 6 исследованиях, в которых приняли участие 384 пациента (от 12 до 157 в каждом), применение межостистых спейсеров было ассоциировано с различными осложнениями, выполнением повторных операций и неудовлетворительными результатами лечения [5, 11, 14, 56, 112]. Одноуровневая фиксация выполнялась в 343 случаях, двухуровневая – в 41. Сроки наблюдения составили от 23 мес. до 4 лет [5, 11, 112]. Общая частота осложнений от 11,6 до 38,0 %. В первом исследовании на 13 пациентах частота осложнений составила 38,0 % [11]. Спейсеры «X-Stop» устанавливали на уровне L₄–L₅ (9 пациентов) и на уровне L₃–L₅ (4 пациента). У 9 пациентов стеноз был расценен как выраженный, а у 4 – умеренный. У 5 из 13 пациентов также был диагностирован спондилолистез I ст. В течение 42,9 мес. после операции (от 3 до 48 мес.) у 3 пациентов (23 %) диагностирован перелом остистого отростка на фоне развития локального остеопороза, у 2 (15 %) – вновь выявленный неврологический дефицит. Поздние осложнения были связаны с плохим отбором пациентов, в том числе с установкой спейсеров у пациентов со спондилолистезом I ст., синдромом смежного уровня и/или выраженным фораминальным стенозом.

В другом исследовании 38 пациентам было установлено 50 межостистых спейсеров «X-Stop»: 26 на уровне L₄–L₅ и 12 на уровне L₃–L₅, из них 34 титановых и 8 полиэфирэфиркетонных (далее РЕЕК). Частота переломов остистого отростка, выявленная на КТ, однако не диагностированная на рентгенограммах, составила 22 % (11 пациентов) [56]. Авторы полагают, что переломы не обнаруживались на рентгенограммах из-за развития локального остеопороза и наличия металлического компонента имплан-

тата, который мог маскировать линии перелома. Что интересно, только у 5 из 11 пациентов перелом остистого отростка вызывал какие-либо симптомы и только 3 имплантата были удалены при выполнении декомпрессии.

В третьем исследовании приняли участие 69 пациентов (46 – одноуровневая фиксация, 23 – двухуровневая) со сроком наблюдения 23 мес. У 8 (11,6 %) пациентов развились осложнения, связанные с установкой устройства: 4 миграции фиксатора и 4 перелом остистых отростков [5].

Частота повторных операций после установки межостистых спейсеров составляет, по разным данным, от 4,6 до 85,0 % [11, 56, 112]. Kuchta et al. [62] провели исследование с участием 175 пациентов. У 8 (4,6 %) из них позднее было удалено устройство с выполнением микрохирургической декомпрессии. Авторы пришли к выводу, что спейсеры «X-Stop» в целом показали удовлетворительные краткие и долгосрочные результаты по данным Освестровского опросника (ODI) и Visual analog scale (VAS).

Veerhoof et al. [112] провели исследование с участием 12 пациентов после установки спейсеров «X-Stop» по поводу поясничного спинального стеноза и спондилолистеза I ст. У 10 пациентов выполнена одноуровневая, а у 2 – двухуровневая фиксация. Повторное оперативное вмешательство в объеме декомпрессии и заднелатерального спондилодеза выполнено у 7 (58 %) пациентов через два года после операции. В двух других исследованиях частота повторных операций варьировала от 6 % (3 из 50 устройств) до 85 % (11 из 13) [3, 9].

Неудовлетворительные результаты применения имплантатов, характеризующиеся рецидивирующим болевым синдромом, отмечались в 66,7–77,0 % случаев [11, 14, 112]. Bowers et al. [11] прооперировали 13 пациентов и использованием спейсеров «X-Stop». Болевой синдром уменьшился у 72 % пациентов, однако рецидивировал у 77 %. Brussee et al. [14] на выборке из 65 пациен-

тов (средний возраст 64,4 года) после установки спейсеров «X-Stop» оценили результаты как неудовлетворительные у 68,9 % пациентов [15].

Rolfe et al. [95] оценили результаты использования межостистых спейсеров у пациентов со сколиозами. В исследовании приняли участие 179 пациентов, которые были разделены на три группы: 1) 116 контрольных пациентов с перемежающейся хромотой без сколиоза; 2) 41 пациент со сколиозом 11–24°; 3) 22 пациента со сколиозами более 25°. Наличие сколиоза высокой степени коррелировало с худшими результатами применения спейсеров «X-Stop» по данным ODI (56 % у первой и второй группы и 18 % у третьей группы).

Общим недостатком всех межостистых спейсеров является кифозирование стабилизируемого сегмента, что отрицательно сказывается на сагиттальном балансе позвоночного столба. Это приводит к высокому риску миграции фиксатора и развитию усталостных деформаций и переломов остистых отростков. По этим соображениям не рекомендуем использовать эти устройства для лечения дегенеративных заболеваний позвоночного столба.

Транспедикулярные динамические системы

Основная задача транспедикулярных динамических систем – создание достаточного натяжения в задних отделах позвоночного столба. В биомеханических исследованиях системы на основе динамических стержней ведут себя аналогично ригидным системам, в том числе в отношении прочностных свойств [29]. В тех же биомеханических исследованиях было показано, что динамические стержни в сочетании с динамическими винтами более эффективны для фиксации позвоночного столба.

Лугаментопластика по Graf. В 1991 г. Graf [38] для лечения болей в нижней части спины без выполнения спондилодеза предложил систему динамической стабилизации, осно-

ванную на введении титановых транспедикулярных винтов в тело позвонка выше и ниже уровня поражения, для соединения которых использовался плетеный полипропиленовый жгут (рис. 2). Согласно его теории, аномальные ротационные движения являлись основной причиной появления механического болевого синдрома в нижней части спины. Концепция предполагала замыкание фасеточных суставов и устранение ротации. Считалось, что благодаря созданию компрессии на задние отделы фиброзного кольца, система «Graf» позволяет инволюционировать его разрывам. Однако, как позже выяснилось, данная операция перераспределяет нагрузку с передних отделов диска на заднюю часть фиброзного кольца, существенно увеличивая давление на диск в этой области. Это ускоряет дегенерацию диска, чем, вероятно, объясняется появление поздних осложнений операции [114]. Кроме того, инклинация фасеточных суставов приводит к развитию спондилартроза в фиксируемом сегменте.

Ранние результаты операции по Graf показали незначительное улучшение функциональной способности позвоночного столба и высокий процент повторных операций. Grevitt et al. [39] выполнили исследование результатов после лигаментопластики по Graf у 50 пациентов с выраженной симптоматической

дегенерацией межпозвонкового диска и хроническим болевым синдромом в нижней части спины. Данные ODI показали улучшение после операции с 59 до 31 %, однако послеоперационные радикулопатии были выявлены у 12 из 50 пациентов. Авторы пришли к выводу, что лигаментопластика по Graf существенно увеличивает риск развития латерального стеноза, особенно в случаях предшествующих дегенеративных изменений фасеточных суставов или пролабирования желтых связок, в связи с чем авторы рекомендовали выполнение профилактической фораминальной декомпрессии.

Markwalder и Wenger [70] сообщали о долгосрочных результатах лечения 41 пациента после лигаментопластики по Graf. У 66,0 % пациентов болевой синдром отсутствовал, 25,7 % сообщили о значительном снижении выраженности болевого синдрома, у 7,7 % болевой синдром снизился умеренно.

Авторы пришли к выводу, что у молодых пациентов с болями в спине механического происхождения, неподдающимися консервативному лечению, лигаментопластика по Graf является приемлемой альтернативой спондилодезу и уменьшает выраженность симптомов в долгосрочной перспективе.

Nadlow et al. [41] провели ретроспективное сравнительное исследо-

вание по типу «случай – контроль» между лигаментопластикой по Graf и заднелатеральным спондилодезом у 83 пациентов, страдавших от болей в нижней части спины. Частота повторных операций была значительно выше после лигаментопластики (72 %) через два года после первичной операции. По этой причине авторы пришли к выводу, что операция Graf не имеет преимуществ перед заднелатеральным спондилодезом.

Kanayama et al. [48] изучили результаты 10-летнего наблюдения пациентов после установки системы «Graf». В исследовании приняли участие 53 пациента. Однако только у 43 имелись подробные данные о клинических и рентгенологических результатах лечения. У 23 пациентов диагностирован дегенеративный спондилолистез, у 13 – грыжа диска с флексионной нестабильностью, у 4 – поясничный спинальный стеноз с флексионной нестабильностью, у 3 – дегенеративный сколиоз. Авторы пришли к выводу об эффективности применения лигаментопластики по Graf у пациентов со спондилолистезами низкой степени выраженности и флексионной нестабильностью. Однако операция имеет ограничение относительно коррекции деформации и не рекомендуется для лечения дегенеративных сколиозов и латеролистеза.

Choi et al. [22] ретроспективно оценили отделенные результаты лечения 43 пациентов после операции Graf при дегенеративных спинальных стенозах. Срок наблюдения составил 8 лет. Авторы оценивали угловую и сагиттальную стабильность, стабильность в смежных (выше- и нижележащих) сегментах и пришли к выводу, что операция Graf приводит к дегенерации диска и фасеточных суставов в прооперированном сегменте и к развитию синдрома смежного уровня из-за аномального распределения нагрузок.

В настоящее время данная методика имеет скорее исторический интерес, так как ее практическое применение вызывает сомнения. Основными недостатками системы, на наш взгляд,



Рис. 2

Система «Graf»: винты соединяются эластичными связками, которые натягиваются для обеспечения стабильности

являются отсутствие стабилизации двигательного сегмента в сагиттальной плоскости и несимметричное распределение нагрузок. Это приводит не только к дегенерации задних отделов межпозвонкового диска, но и увеличивает степень спондилолистеза (при его наличии), вызывает инклинацию фасеточных суставов, и, как следствие, развитие дегенеративных изменений. Кроме того, стержень, используемый в системе (полиэстеровая нить), имеет тенденцию к растяжению и потере изначальной формы с течением времени, что отрицательно сказывается на фиксации прооперированного сегмента. Тем не менее Graf стал пионером в области динамической стабилизации, заложив основные принципы конструкции динамических фиксирующих систем, которые используются и в настоящее время.

The Fulcrum-Assisted Soft Stabilization system (FASS). Система динамической стабилизации с точкой опоры была разработана Sengupta и Mulholland [101] для устранения основных недостатков системы «Graf», для чего предусматривалось создание точки опоры, помещенной между педикулярными винтами перед связками, выступающей в качестве дистрактора для задней части фиброзного кольца (рис. 3). Эластичные связки крепятся к головкам педикулярных винтов, кзади от точки опоры,

и обеспечивают сохранение лордоза. Наличие точки опоры трансформирует компрессионное усилие эластичных связок в переднее дистракционное усилие, разгружая тем самым диск. Несмотря на успешные биомеханические испытания, в настоящее время клинических данных о применении системы нет [57].

Dynamic Neutralization System (Zimmer Spine, Inc., Warsaw, IN). Система динамической нейтрализации (сокращенно «Dynesys») была разработана в 1994 г. Dubois et al. [28], которые основывались на концепции дегенерации Kirkaldy-Willis в попытке устранить сгибающие, торсионные и рассекающие усилия, снизив таким образом нагрузку на диск и восстановив физиологическую подвижность сегмента, защищая в то же время смежные сегменты [4, 28, 99].

Система была доработана Stoll et al. [106] в 2002 г. В настоящее время она состоит из педикулярных винтов из титанового сплава (Protasul 100) и полиэтилентерефталатовых шнуров (PET) с поликарбонатными уретановыми спейсерами (PCU; рис. 4) [7, 51]. В системе используются длинные PCU-спейсеры, которые позволяют контролировать степень дистракции и компрессии сегмента, в отличие от системы «Graf», что способствует сохранению высоты межпозвонкового отверстия и снижает нагрузки

на заднюю часть фиброзного кольца [26, 98]. Кроме того, PET-шнуры устойчивы к растяжению при сгибании позвоночного столба. Система разрешена к применению с 2004 г. для задней стабилизации в качестве дополнения к спондилодезу в поясничном отделе позвоночника [7, 51].

Большое число исследований посвящено применению системы «Dynesys» [10, 16, 17, 40, 63, 93, 98, 99, 111], однако полученные результаты неоднозначны.

Stoll et al. [106] изучали результаты лечения 83 пациентов, прооперированных по поводу поясничного спинального стеноза, дегенеративных заболеваний межпозвонковых дисков, грыж диска и ревизионных вмешательств. Средний срок наблюдения 38,1 мес. Среди осложнений после фиксации было выявлено 2 смещения винтов (1 повторная операция) и 1 миграция винта на рентгенограммах (ревизионная операция с удалением системы). Кроме того, выявлено 9 осложнений, не связанных с имплантатом. У 7 пациентов наблюдалась дегенерация смежного сегмента, что вызвало необходимость повторной операции. Средний балл ODI составил 55,4 % до операции и 22,9 % после операции ($p < 0,001$). Авторы пришли к выводу об эффективности системы и снижении частоты развития синдрома смежного сегмента.

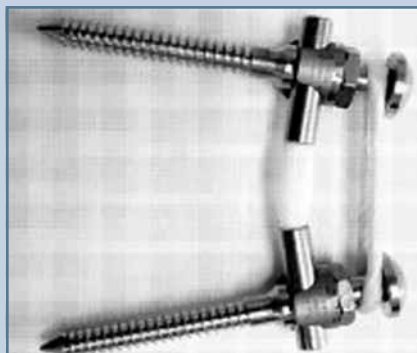


Рис. 3

Система «The Fulcrum-Assisted Soft Stabilization» (FASS)

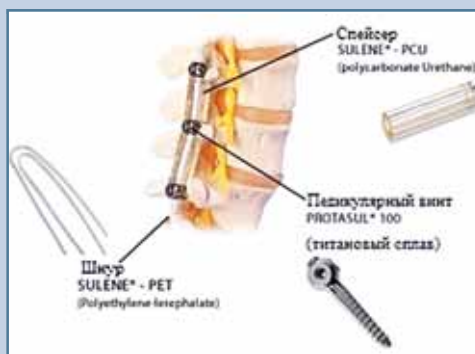


Рис. 4

Основные компоненты системы «Dynesys» и принцип работы системы



Putzier et al. [89] выполнили исследование результатов дискэктомии с задней динамической стабилизацией системой «Dynesys» и без нее у 84 пациентов. Система была использована у 35 пациентов. Средний срок наблюдения 34 мес. Признаки дегенерации диска Modic 1 были выявлены у всех пациентов. Авторы пришли к выводу, что после применения системы «Dynesys» реже выявлялись признаки прогрессирования дегенеративных изменений.

Von Strempel et al. [113] проанализировали результаты лечения 26 пациентов, страдавших от поясничного спинального стеноза и дегенеративного спондилолистеза. Всем пациентам выполнялась декомпрессия и задняя динамическая стабилизация системой «Dynesys». Средний срок наблюдения 52 мес. Пациенты были обследованы клинически и рентгенологически. Уровень удовлетворенности пациентов проведенным лечением составил 95 %. Через два года после операции у 3 пациентов развилась миграция фиксаторов, однако ни один случай не требовал повторного оперативного вмешательства. Еще у 1 пациента развилась нестабильность в связи с поломкой винта, а у 9 (47 %) – синдром смежного сегмента через четыре года.

Schanke et al. [98] провели исследование, посвященное оперативному лечению поясничного спинального стеноза с дегенеративным спондилолистезом у 26 пациентов. Всем пациентам выполнялась интраламнарная декомпрессия и динамическая стабилизация системой «Dynesys». Авторы сообщили о выявлении признаков дегенерации смежных сегментов в 29 % случаев применения системы «Dynesys» после двухлетнего срока наблюдения. Кроме того, осложнения со стороны конструкции отмечались у 17 % пациентов: из 96 винтов 4 мигрировали и 1 сломался. Те же параметры оценивались еще через два года: прогрессирования нестабильности не выявлено. Авторы пришли к выводу, что система обеспечивает достаточный уровень стабилиза-

ции для предотвращения развития нестабильности.

В ряде исследований изучалось влияние системы «Dynesys» на патологию смежного сегмента. Так, Sakir et al. [18] сравнивали группы пациентов после декомпрессии и фиксации системой «Dynesys» ($n = 11$), после декомпрессии и спондилодеза ($n = 15$). Всего в исследовании приняло участие 26 пациентов с болями в нижней части спины и перемежающейся хромотой в связи с дегенеративной нестабильностью и стенозом сегмента L_4-L_5 . Объем движений оценивали как на уровне L_4-L_5 , так и в смежных с ним сегментах L_3-L_4 и L_5-S_1 . Авторы не выявили клинически значимых различий в развитии дегенерации смежного сегмента между двумя группами в срок наблюдения до 24 мес.

Grob et al. [40] ретроспективно оценили результаты применения системы «Dynesys» при лечении дегенеративных заболеваний диска или нестабильности, ассоциированной со стенозом у 50 пациентов. Срок наблюдения не менее 2 лет имел 31 пациент из этой группы. Авторы выявили существенное улучшение качества жизни и функционального статуса пациентов. Около 50 % пациентов отмечали существенное улучшение состояния после выполнения операции. Однако статистически преимуществ системы «Dynesys» перед спондилодезом выявлено не было.

Cheng et al. [21] сообщали об отсутствии значимых различий между системой «Dynesys» и ригидным спондилодезом при лечении синдрома смежного сегмента.

В ряде исследований сообщается, что применение системы «Dynesys» превосходит клинические результаты в сравнении с традиционным спондилодезом [18, 30, 106]. Bothmann et al. [10] оценивали клиническую картину, данные рентгенограмм и КТ-сканов в группе из 57 пациентов, прооперированных с использованием системы «Dynesys». Результаты шкалы оценки болевого синдрома улучшились в 29 (79 %) случаях, при этом оптимальный результат достигался при сочетании

динамической фиксации с декомпрессией нервного корешка. Результаты не превосходили таковые для классического спондилодеза, а повторные операции, связанные с появлением осложнений, были выполнены в 27,5 % случаев.

Cienciala et al. [24] изучали динамическую стабилизацию системой «Dynesys» у 102 пациентов с дегенеративными заболеваниями диска. Статистически значимое улучшение состояния пациентов наблюдалось в течение всего трехлетнего периода наблюдения. Положительный эффект заключался в регрессе грыжевого выпячивания диска и восстановлении как задней продольной связки, так и пространства поясничного позвоночного канала. Регресс грыжи диска был подтвержден по данным повторных МР-сканов у 26 пациентов. За трехлетний период наблюдения у пациентов улучшились субъективное состояние, морфологическая картина, функциональный статус, регрессировал болевой синдром.

Di Silvestre et al. [27] при помощи опросников ODI, Roland Morris, VAS и по данным методов медицинской визуализации оценили клинические результаты применения системы «Dynesys» у пожилых пациентов с дегенеративным сколиозом. Клинические результаты показали безопасность методики, низкую частоту осложнений и статистически значимое улучшение результатов лечения.

Ko et al. [60] изучали миграцию винтов у 71 пациента после декомпрессии и стабилизации системой «Dynesys». Ослабление винтов наблюдалось у 19,7 % пациентов, однако это осложнение не влияло на клинический результат. Интересно отметить, что миграция винтов никогда не встречалась в средней части позвоночного столба и чаще всего наблюдалась в крайних сегментах.

Такой существенный разброс данных о результатах лечения с использованием системы «Dynesys», на наш взгляд, является результатом чрезмерно расширенных показаний для ее применения. Система пока-

зана для использования у пациентов с дегенеративными заболеваниями поясничного двигательного сегмента, нестабильностью в сочетании с функциональными или структурными стенозами позвоночного канала. Противопоказаниями к применению методики являются переломы позвоночника, инфекция, фасетэктомия и стабилизация грудного или шейного отделов позвоночника в анамнезе.

Система «Cosmic» (Ulrich medical). Разработана Von Strempel et al. в 2000 г. [107, 113]. Система основана на педикулярных винтах с шарнирными головками оригинальной конструкции и ригидных стержнях [80, 113]. Такая комбинация обеспечивает сохранение движений между головкой винта и поперечно расположенным стержнем в сагиттальной плоскости при сгибательно-разгибательных движениях позвоночного столба. Таким образом, нагрузки распределяются между системой и передней колонной, что существенно снижает стрессовые нагрузки в системе «кость – винт» [107, 113]. В первых системах винты изготавливались из титанового сплава, а с 2002 г. покрываются фосфатом кальция для стимуляции костеобразования вокруг винта (рис. 5).

Показания к применению системы «Cosmic»: 1) симптоматический поясничный спинальный стеноз; 2) хронический рецидивирующий дискогенный болевой синдром в поясничном отделе позвоночника; 3) фасеточный синдром; 4) рецидивирующие грыжи диска в сочетании со спондилолистезом; 5) увеличение существующего спондилолистеза в случаях болезненной дегенерации смежного сегмента.

Bozkus et al. [12] пришли к выводу, что динамическая стабилизация системой «Cosmic» обеспечивает стабильность, сопоставимую с ригидной системой [97]. Авторы отмечали, что применение системы «Cosmic» устраняет болевой синдром и восстанавливает неврологические функции без коррекции деформации. Кроме того, по результатам двухлетнего наблюдения, применение динамических винтов показало результаты, схожие со спондилодезом [50, 82]. Однако систему «Cosmic» нельзя использовать при фиксации более трех сегментов позвоночного столба. Kaner et al. [50, 53] также пришли к выводу, что использование шарнирных винтов эффективно в отношении дегенеративного спондилолистеза, стеноза

позвоночного канала и рецидивирующих грыж диска [49].

Rodrigues et al. [94] провели ретроспективное исследование качества жизни и выраженности болевого синдрома у пациентов, прооперированных с использованием системы «Cosmic». Авторы отметили улучшение качества жизни в срок наблюдения 29,5 мес. Данные шкалы SF-36 улучшились с 33,15 до 75,99 %. Различия были признаны статистически значимыми ($p < 0,0001$). Ослабление винтов было выявлено в 5,2 и 5,03 % случаев, и только в 1 случае была выявлена дегенерация смежного сегмента. Частота переломов винта была низкой, не все случаи сопровождались наличием симптоматики.

Maleci et al. [68] при использовании системы «Cosmic» отмечали хорошие результаты с низкой частотой осложнений в срок наблюдения два года. Авторы подчеркнули преимущества методики: снижение операционной травмы, отсутствие осложнений со стороны донорского ложа, сохранение межпозвонкового хряща. Не было выполнено ни одного спондилодеза в сроки наблюдения, однако был выявлен ряд случаев фиброза.

Von Strempel et al. [113] провели исследование результатов лечения дегенеративных заболеваний позвоночника системой «Cosmic» после двухлетнего периода. Результаты исследования показали, что система «Cosmic» является достойной альтернативой традиционному спондилодезу в лечении дегенеративных заболеваний позвоночника, однако необходимы долгосрочные исследования для полного изучения влияния системы на развитие синдрома смежного сегмента.

Cakir et al. [18] опубликовали результаты исследования 103 пациентов, прооперированных с использованием системы «Cosmic» по поводу дегенеративной сегментарной нестабильности с выраженным болевым синдромом со спинальным стенозом или без него в период с апреля 2006 г. по декабрь 2007 г. Исследование показало, что динамическая стабилизация

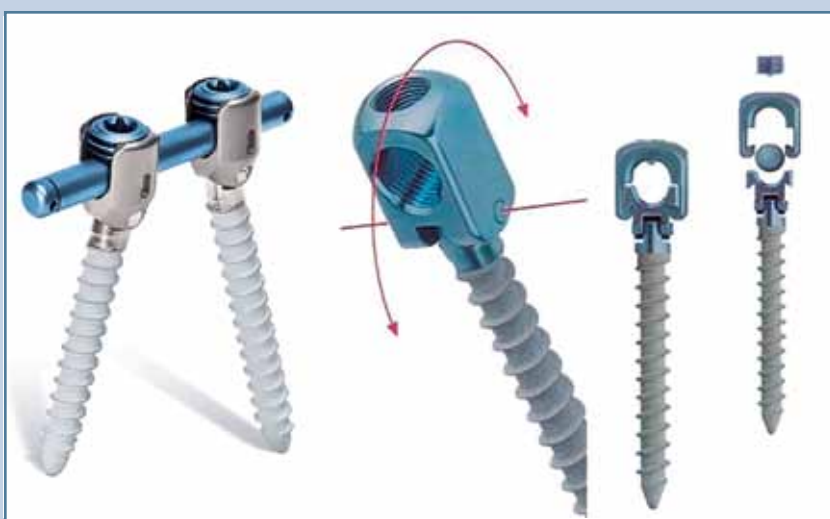


Рис. 5

Система «Cosmic»: принцип работы и конструкция шарнирных винтов

системой «Cosmic» существенно снижает болевой синдром, восстанавливает трудоспособность, ментальное (психическое) благополучие и двигательную активность. Удовлетворенность пациентов лечением также была очень высокой.

Isobar TLL system (Scient'x USA). Система состоящая из штанг на основе титанового сплава (TiAlV) и ригидных динамических винтов (моно- или полиаксиальных). На штангах расположен титановый О-образный демпфер, благодаря которому обеспечивается небольшая свобода как аксиальных, так и угловых движений (рис. 6). Система получила одобрение FDA в ноябре 1999 г. «Isobar TLL» является ригидно-динамической системой и обеспечивает ограниченный объем движений в зоне спондилодеза, снижая тем самым нагрузку на смежный диск и защищая его от дегенеративных изменений [3].

Однако в биомеханических исследованиях на кадаверном материале было показано, что «Isobar TLL» оказывает стабилизирующий эффект только в пределах передней колонны позвоночного столба [96].

Zhang et al. [123] изучали эффективность системы «Isobar TLL» в краткосрочной перспективе у 38 пациентов, прооперированных по поводу дегенеративных заболеваний позвоночника в 2007–2011 гг. Средний срок наблюдения 27,8 мес. Результаты исследования показали, что система «Isobar TLL» обеспечивает надежную фиксацию. Ее применение не вызывает миграции или поломки винтов и дегенерации смежного сегмента. Авторы пришли к выводу, что система показывает хорошие результаты в краткосрочной перспективе при лечении дегенеративных заболеваний позвоночного столба.

Perrin и Cristini [86] провели ретроспективное исследование динамической стабилизации системой «Isobar TLL» у 22 пациентов по поводу поясничного спондилолистеза. Фиксация выполнялась при помощи РЕЕК-кейджев и системы «Isobar TLL». За 8-летний срок наблюдения 68,2 % пациентов сообщили об умеренной боли в нижних конечностях, 72,0 % – об отсутствии или умеренно выраженном болевом синдроме в нижней части спины, у 91,0 % – жалобы отсутствовали. Смежный уровень также оказывается защищенным системой «Isobar TLL».

Okuda et al. [81] изучили долгосрочные результаты установки системы «Isobar». В исследование включили 87 пациентов с уровнем фиксации L₄–L₅ по поводу дегенеративного спондилолистеза. Срок наблюдения два года. О наличии слабого болевого синдрома в нижних конечностях сообщили 68,2% пациентов, у 72,0 % болевой синдром отсутствовал или был слабо выражен, 91,0 % пациентов были удовлетворены результатами оперативного лечения. Авторы также сообщили об отсутствии изменений в смежном уровне.

CD-Horizon Agile и CD-Horizon Legacy PEEK (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN). Система динамической стабилизации, применяемая для фиксации на уровне спондилодеза и смежном с ним сегменте [4, 51]. За время своего существования, система выпускалась в двух вариантах. В 2005 г. было получено одобрение FDA для использования системы в сочетании с динамическими РЕЕК-стержнями, более гибкими, чем титановые, но сопоставимо устойчивыми к стрессовым нагрузкам. Кроме того, применение таких стержней вызывает уменьшение нагрузок на заднюю колонну позвоночного столба (рис. 7).

Так, Abode-Iyamah et al. [1] на кадаверном материале определяли различия во внутривдисковом давлении при использовании РЕЕК-стержней и титановых стержней. Давление оказалось сильнее при использовании титановых стержней. Авторы пришли



Рис. 6

Система «Isobar TLL»: стержень с титановым демпфером

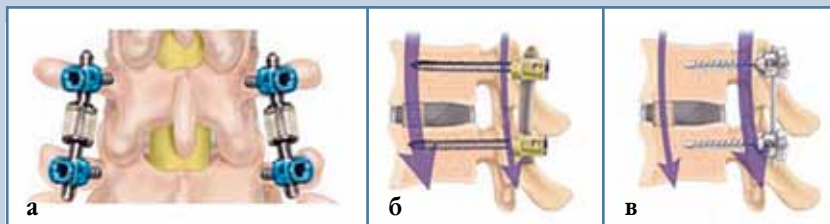


Рис. 7

Общий вид система «CD-Horizon Agile» (а) и распределение нагрузок при использовании РЕЕК (б) и титановых стержней (в) в системе «CD-Horizon Legacy». Пояснения в тексте

к выводу, что РЕЕК-стержни снижают повреждение диска в смежном сегменте за счет снижения внутридискового давления.

Highsmith et al. [44] в своем биомеханическом исследовании пришли к выводу, что РЕЕК-стержни гораздо более гибкие, чем титановые. Кроме того, авторы отмечали хорошие показатели ригидности при сгибании/разгибании в сочетании с использованием межтелового спейсера.

Однако РЕЕК-стержни, по нашему опыту, обладают рядом недостатков. Так, ограничение в силе натяжения блокирующих винтов из-за чрезмерной хрупкости стержней нередко приводило к их соскальзыванию. В настоящее время РЕЕК-стержень одобрен FDA для выполнения только одноуровневой фиксации при межтеловом спондилодезе и, по сути, лишь облегчает его выполнение.

С 2007 г. система получила одобрение FDA на применение ригидных стержней «Agile» [52]. Однако в ряде исследований было показано, что данные стержни деформировались в результате перегрузок и стрессовых нагрузок, что делает неприемлемым их использование в клинической практике. В настоящее время стержень «Agile» запрещен для использования в конструкциях подобного типа и применяется исключительно в системе «Saphinas», где были получены хорошие клинические результаты [52]. Весьма перспективной является улучшенная более гибкая версия стержня «Agile», получившая название «BalanC». Стержень был предложен для использования с динамическими винтами системы «CD-Horizon». Окончательных данных о применении этого стержня пока нет.

Accuflex Rod System (Globus Medical Inc.). Система, состоящая из динамического стержня и 6,5 мм педикулярных титановых винтов. Стержни содержат двухвитковые спирали, обеспечивающие сгибательно-разгибательные движения, при этом сохраняя в натяжении задние структуры, разгружая тем самым межпозвонковый диск. Система получила одобре-

ние FDA в 2005 г. для динамической фиксации одного позвоночного сегмента при выполнении спондилодеза (рис. 8).

В исследовании Reyes-Sanchez et al. [92] 20 пациентам была выполнена динамическая стабилизация системой «Accuflex» по поводу поясничного спинального стеноза и дисфункции двигательного сегмента. В исследовании дано полное описание клинической, рентгенологической и МР-картины. За двухлетний период наблюдения у 22,2 % пациентов устройство было удалено из-за усталостных деформаций, у 83,0 % не было выявлено прогрессирования дегенерации диска после установки системы. У 3 (16,0 %) пациентов отмечалось восстановление гидратации диска по данным МРТ.

Mandigo et al. [69] выполнили проспективное исследование результатов применения системы «Accuflex» на 170 пациентах. Срок наблюдения один год. Авторы сообщали о сопоставимых со спондилодезом результатах лечения.

Из приведенных данных становится очевидным, что высокая частота несостоятельности имплантата и отсутствие значимых различий со спондилодезом ставят под сомнение целесообразность применения данной системы.

Bioflex Spring Rod (Bio-Spine Inc.). Система, состоящая из нитиноловых стержней, имеющих 1–2 спиральных витка для обеспечения стабильности при сгибании, разгибании и боковых наклонах. Нитинол – это сплав титана и никеля, называемый также металлом с памятью формы из-за способности восстанавливать исходную форму после деформации (рис. 9).

Kim et al. [57] провели исследование с участием 103 пациентов после установки системы «Bioflex». Объем движений позвоночного столба определяли до и после операции. Пациентов разделили на две группы: в первую группу вошли пациенты после динамической стабилизации с задним межтеловым спондилодезом или без него. Во вторую – пациенты после выполнения ригидной фиксации (только система

«PLIF + Bioflex»). Изменения в объеме движений у пациентов без использования PLIF были расценены как значительные, в то же время у пациентов без установки PLIF объем движений изменился незначительно. Авторы пришли к выводу, что система динамической стабилизации «Nitinol Bioflex» обеспечивает стабилизацию с сохранением физиологического объема движений, что, в свою очередь, снижает дегенеративные изменения смежных сегментов.

Zhang et al. [122] провели исследование функциональной подвижности через год и более после установки системы «Bioflex». В исследовании приняли участие 12 пациентов: у 6 пациентов система была установлена на уровне L₃–L₄–L₅, у 6 – на уровне L₄–L₅–S₁. Период наблюдения составил от 12 до 33 мес. Через 3, 6, 9, 12 мес. и более у всех пациентов



Рис. 8
Система «Accuflex Rod»



Рис. 9
Система «Bioflex Spring Rod»

оценивали нейтральное боковое сгибание, разгибание, выполняли контрольные рентгенограммы. Оценивали объем движений всего поясничного лордоза, включая сегменты L₂–S₁. Авторы пришли к выводу, что система «Bioflex» в некоторой степени сохраняет функциональный объем движений на уровне операции. Однако, хотя общая кривизна лордоза сохранялась, объем движений в прооперированных сегментах был ниже дооперационных значений.

N-Flex (Synthes Spine Inc., West Chester, PA). Система динамической стабилизации, состоящая из двух частей: полиаксиального транспедикулярного винта и титанового стержня с поликарбонатно-уретановой муфтой, обеспечивающей удлинение и угловые смещения при сгибании, а также компрессию при разгибании. Стержень

устанавливается в транспедикулярные винты стандартным образом, причем один винт обязательно фиксируется на муфте, а остальные – на титановом стержне. Композитная муфта не прикреплена к титановому сердечнику, благодаря чему компрессионные усилия распределяются на динамическую структуру (рис. 10). Система была апробирована в 2006 г. В здоровом позвоночнике сгибание всегда сопровождается удлинением задних отделов, поэтому любое устройство, обеспечивающее физиологическое сгибание, не должно препятствовать этому процессу. Оказалось, что имитировать этот процесс достаточно трудно [104].

Биомеханические испытания [67] «N-Flex» показали, что во всех нагружаемых моделях система обеспечивала достаточную стабильность, даже большую, чем в интактных позвон-

ках. При этом существенно меньшая ригидность фиксации позволяет рассматривать систему «N-Flex» как динамическое устройство для клинической практики.

Ames et al. [2] изучили ранние рентгенологические и клинические результаты применения системы «N-Flex» у 40 пациентов со спинальным стенозом, дегенеративным спондилолистезом, синдромом смежного уровня, рецидивирующей грыжей диска, дегенерацией диска. Средний срок наблюдения составил 6,3 мес. (4–12 мес.). Среднее значение VAS снизилось с 7,8 до 3,8 ($p < 0,001$), результаты ODI – с 46,5 до 25,0 ($p < 0,001$). Оценка объема движений у 4 случайно выбранных пациентов через 6 мес. после операции показала в среднем 53 % восстановления предоперационного объема движений в оперированном сегменте. Не было выявлено ни одного осложнения со стороны стержней или миграции винтов. Авторы пришли к выводу о надежности динамической стабилизации системой «N-Flex».

Было выполнено и мультицентровое исследование, посвященное системе «N-Flex», в котором приняли участие 72 пациента, прооперированных по поводу дегенеративных заболеваний позвоночника. Средний срок наблюдения 25,6 мес. Состояние пациентов определялось при помощи ODI и VAS. Было выявлено всего 3 осложнения со стороны имплантата. Авторы пришли к выводу, что система может стать хорошей альтернативой ригидной фиксации, так как устраняет болевой синдром и восстанавливает функциональное состояние пациентов [25].

Stabilimax NZ (Applied Spine Technologies, New Haven, CT). Система, разработанная специально для устранения импакции нейтральной зоны при болях в спине механического происхождения [119, 120]. Ключевым элементом конструкции являются шаровые шарниры, снижающие нагрузку на педикулярные винты и двойные соединительные пружины [7, 119, 120] (рис. 11).

Как уже говорилось выше, Panjabi [84] в своем исследовании пришел



Рис. 10

Система «N-Flex» и принцип работы динамического стержня



Рис. 11

Система «Stabilimax NZ»

к выводу о важной роли так называемой нейтральной зоны в развитии нестабильности поясничного отдела позвоночного столба. Нейтральная зона – это диапазон внутрипозвоночных движений в нейтральном положении тела, где обнаруживается небольшое пассивное сопротивление позвоночного столба. Считается, что нейтральная зона увеличивается при повреждении и дегенерации диска, что приводит к усилению нестабильности и болевого синдрома [120].

Показаниями для использования системы являются выраженные дегенеративные спинальные стенозы и дискогенная боль в нижней части спины. Система «Stabilimax NZ» одобрена FDA для проведения рандомизированных контролируемых исследований для сравнения со спондилодезом в лечении спинального стеноза со спондилолистезом I ст. или без него. В настоящее время система проходит рандомизированные клинические испытания на территории США.

Системы тотальной фасеточной артропластики

The Total Posterior Arthroplasty System – TOPS (Impliant Spine, Princeton, NJ). Система тотальной задней артропластики с транспедикулярным механизмом фиксации, разработанная для создания динамической мультисегментарной трехколонной стабилизации с сохранением нормальной подвижности сегмента. Состоит из металлических и полимерных компонентов [99, 101, 106] (рис. 12).

Wilke et al. [115] опубликовали результаты каверных *in vitro* исследований TOPS на 6 препаратах. Истинная нагрузка на препараты составила $\pm 7,5$ Nm в сгибании/разгибании, латеральном наклоне и осевой ротации. Испытания проводились в следующих вариантах: интактный сегмент; после двусторонней ламинэтомии, включая фасетэктомию нижних фасеточных суставов вышележащего L₄ позвонка; после установки устройства. Объем движений, нейтральная зона и внутридисковое давление оценивали во всех

трех случаях. Во втором эксперименте объем движений во время аксиальной ротации оценивался как функция от различных положений сгибания/разгибания. Авторы пришли к выводу, что TOPS практически идеально моделирует объем движений при латеральном наклоне и аксиальной ротации в сравнении с интактным препаратом.

McAfee et al. [73] сообщили о результатах лечения 29 пациентов, прооперированных системой TOPS по поводу поясничного спинального стеноза и/или спондилолистеза на уровне L₄–L₅ по поводу фасеточной артропатии. Среднее время операции составило 3,1 ч. Клинический статус пациентов существенно улучшился после операции. Через 1 год после операции средний балл ODI снизился на 41 %, а по шкале VAS снижение отмечалось на 76 мм (от 100 мм исходного). Рент-

генологический анализ показал сохранность движений в поясничном отделе позвоночного столба, сохранение высоты диска, отсутствие признаков миграции винтов. Не было выявлено нарушений работы устройства, его миграции и развития нежелательных побочных реакций, связанных с его установкой.

Total Facet Arthroplasty System – TFAS (Archus Orthopedics, Inc., Redmond, WA). Система тотальной фасеточной артропластики, разработанная для замены дегенеративно-измененных фасеточных суставов при помощи металлических имплантатов по принципам, аналогичным для протезирования коленного или тазобедренного сустава [103] (рис. 13). Показаниями для применения является выраженная дегенерация фасеточных суставов при поясничном спинальном стенозе. Для установки имплантата



Рис. 12

Система «The Total Posterior Arthroplasty» (TOPS)



Рис. 13

Система «The Total Facet Arthroplasty» (TFAS)

необходимо выполнение тотальной ламинэктомии и резекции фасеточных суставов.

Phillips et al. [87] сообщали о проведении *in vitro* исследований TFAS на 9 кадаверных препаратах позвоночника человека от L₁ до крестца. Показатели оценивались при сгибании/разгибании (от +8 до -6 Nm), латеральном наклоне (± 6 Nm) и осевой ротации (± 5 Nm). Сгибание/разгибание также оценивалось при перегрузке в 400 N. Образцы изучались как в интактном состоянии, так и после полной ламинэктомии L₃ с фасетэктомией L₃–L₄, после транспедикулярной фиксации L₃–L₄ и установки имплантата TFAS. Объем движений оценивался во всех исследуемых направлениях. Во время сгибания/разгибания рассчитывали ней-

тральную зону и упругость для оценки качества движений. Авторы пришли к выводу, что после всех вариантов декомпрессии невралных элементов использование TFAS устранило необходимость выполнения спондилодеза путем стабилизации прооперированного позвонка по физиологическому принципу. При этом восстановилась физиологическая кинематика (объем и паттерн движений) прооперированного сегмента. Кроме того, TFAS обеспечивает более естественную кинематику смежного сегмента в сравнении со спондилодезом.

Выводы

1. Синдром смежного уровня является одним из осложнений фиксации позвоночного сегмента ригидного

и динамического типа. На сегодняшний день не существует идеальной системы динамической фиксации, способной в полной мере предупредить развитие данного осложнения.

2. В литературных источниках достаточно полно освещен вопрос математического моделирования синдрома смежного уровня, однако его связь с сагиттальным балансом недостаточно изучена. На наш взгляд, такой подход к изучению этой патологии позволит внести ясность в вопросы патогенеза и причин развития этого осложнения.

3. Изучение проблем нарушения биомеханики позвоночника после выполнения фиксации сегмента, по нашему мнению, позволит найти ключ к решению проблемы синдрома смежного уровня.

Литература/References

1. Abode-Iyamah KO, Cox EM, Kumar R, et al. PEEK rods decrease intradiscal pressure in levels adjacent to spinal instrumentation. In: Proceedings of the Congress of Neurological Surgeons Annual Meeting (CNS'11), Washington, DC, USA, 2011.
2. Ames CP, Acosta F, Christensen FB, et al. Early clinical and radiographic results of the NFlex posterior dynamic stabilization system. In: AANS/CNS Section on Disorders of the Spine and Peripheral Nerves Annual Meeting, Orlando, Florida, 27 February – 1 March, 2008. Abstract No. 388.
3. Avasthi D. Juxtafusal outcomes with the dynamic posterior lumbar instrumentation. In: World Spine III, Rio de Janeiro, Brasil, 2005.
4. Buttner-Janzen K. Classification of spine arthroplasty devices. In: Motion Preservation Surgery of the Spine, ed. by J.J. Yu, R. Bertagnoli, P.C. McAfee, et al. Saunders Elsevier Press, Philadelphia, Pa, USA, 2008:21–35.
5. Barbagallo GM, Olindo G, Corvino I, et al. Analysis of complications in patients treated with the X-STOP Interspinous Process Decompression System: proposal for a novel anatomic scoring system for patients selection and review of the literature. Neurosurgery. 2009;65:111–119. doi: 10.1227/01.NEU.0000346254.07116.31.
6. Benzel EC. Stability and instability of the spine. In: Benzel E.C., ed. Biomechanics of Spine Stabilization. New York: Thieme, 2001:29–43.
7. Bono CM, Kadaba M, Vaccaro AR. Posterior pedicle fixation-based dynamic stabilization devices for the treatment of degenerative diseases of the lumbar spine. J Spinal Disord Tech. 2009;22:376–383. doi: 10.1097/BSD.0b013e31817c6489.
8. Boos N, Webb JK. Pedicle screw fixation in spinal disorders: a European view. Eur Spine J. 1997;6:2–18.
9. Booth KC, Bridwell KH, Eisenberg BA, et al. Minimum 5-year results of degenerative spondylolisthesis treated with decompression and instrumented posterior fusion. Spine. 1999;24:1721–1727.
10. Bothmann M, Kast E, Boldt GJ, et al. Dynesys fixation for lumbar spine degeneration. Neurosurg Rev. 2008;31:189–196.
11. Bowers C, Amini A, Dailey AT, et al. Dynamic interspinous process stabilization: review of complications associated with the X-STOP device. Neurosurg Focus. 2010;28:E8. doi: 10.3171/2010.3.FOCUS1047.
12. Bozkus H, Senoglu M, Baek S, et al. Dynamic lumbar pedicle screw-rod stabilization: in vitro biomechanical comparison with standard rigid pedicle screw-rod stabilization. J Neurosurg Spine. 2010;12:183–189. doi: 10.3171/2009.9.SPINE0951.
13. Bridwell KH, Sedgewick TA, O'Brien MF, et al. The role of fusion and instrumentation in the treatment of degenerative spondylolisthesis with spinal stenosis. J Spinal Disord. 1993;6:461–472.
14. Brussee P, Hauth J, Donk RD, et al. Self-rated evaluation of outcome of the implantation of interspinous process distraction (X-Stop) for neurogenic claudication. Eur Spine J. 2008;17:200–203.
15. Burnett MG, Stein SC, Bartels RH. Cost-effectiveness of current treatment strategies for lumbar spinal stenosis: nonsurgical care, laminectomy, and X-STOP. J Neurosurg Spine. 2010;13:39–46. doi: 10.3171/2010.3.SPINE09552.
16. Cakir B, Carazzo C, Schmidt R, et al. Adjacent segment mobility after rigid and semirigid instrumentation of the lumbar spine. Spine. 2009;34:1287–1291. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181a136ab.
17. Cakir B, Richter M, Huch K, et al. Dynamic stabilization of the lumbar spine. Orthopedics. 2006;29:716–722.
18. Cakir B, Ulmar B, Koepp H, et al. [Posterior dynamic stabilization as an alternative for dorso-ventral fusion in spinal stenosis with degenerative instability. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 2003;141:418–424.
19. Carragee EJ, Han MY, Suen PW, et al. Clinical outcomes after lumbar discectomy for sciatica: the effects of fragment type and anular competence. J Bone Joint Surg Am. 2003;85:102–108.
20. Cheh G, Bridwell K, Lenke L, et al. Adjacent segment disease following lumbar/thoracolumbar fusion with pedicle screw instrumentation: a minimum 5-year follow-up. Spine. 2007;32:2253–2257.

21. **Cheng BC, Gordon J, Cheng J, et al.** Immediate biomechanical effects of lumbar posterior dynamic stabilization above a circumferential fusion. *Spine*. 2007;32:2551–2557.
22. **Choi Y, Kim K, So K.** Adjacent segment instability after treatment with a Graf ligament at minimum 8 years' followup. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467:1740–1746. doi: 10.1007/s11999-009-0887-6.
23. **Christensen FB.** Lumbar spinal fusion. Outcome in relation to surgical methods, choice of implants and postoperative rehabilitation. *Acta Orthop Scand Suppl*. 2004;75:2–43.
24. **Cienciala J, Chaloupka R, Repko M, et al.** [Dynamic neutralization using the Dynesys system for treatment of degenerative disc disease of the lumbar spine]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2010;77:203–208. In Czech.
25. **Coe JD, Kitchel SH, Meisel HJ, et al.** NFlex dynamic stabilization system: two year clinical outcomes of multi-center study. *J Korean Neurosurg Soc*. 2012;51:343–349. doi: 10.3340/jkns.2012.51.6.343.
26. **Delamarter RB, Maxwell J, Davis R, et al.** Nonfusion application of the Dynesys system in the lumbar spine: early results from IDE multicenter trial. *Spine J*. 2006;6(Suppl 1):S77.
27. **Di Silvestre M, Lolli F, Bakaloudis G, et al.** Dynamic stabilization for degenerative lumbar scoliosis in elderly patients. *Spine*. 2010;35:227–234. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181bd3be6.
28. **Dubois G, de Germay B, Schaerer NS, et al.** Dynamic neutralization: a new concept for restabilization of the spine. In: *Lumbar Segmental Instability*, M Szpalski, R Gunzburg, MH Pope, eds. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, Pa, USA, 1999: 233–240.
29. **Erbulut D.** Kinematical and load sharing effect of a novel posterior dynamic stabilization system implanted in lumbar spine. In: *Proceedings of the 36th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Gainesville, Fla, USA, August 2012.
30. **Feloukatzis C, Barlas G, Pichas S, et al.** The dynamic neutralization system (Dynesys) in the treatment of degenerative lumbar spine disease. In: *Proceedings of the 3rd Interdisciplinary Congress on Spine Care*, Rio De Janeiro, Brazil, July 2005.
31. **Fritzell P, Hagg O, Nordwall A, et al.** Complications in lumbar fusion surgery for chronic low back pain: comparison of three surgical techniques used in a prospective randomized study. A report from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Eur Spine J*. 2003;12:178–189.
32. **Fritzell P, Hagg O, Jonsson D, et al.** Cost effectiveness of lumbar fusion and nonsurgical treatment for chronic low back pain in the Swedish Lumbar Spine Study: a multicenter, randomized, controlled trial from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine*. 2004;29:421–434.
33. **Frymoyer JW.** Segmental instability. In: *Frymoyer JW, ed. The Adult Spine*. N. Y.: Raven Press, 1991: 1873–1891.
34. **Frymoyer JW, Selby DK.** Segmental instability. Rationale for treatment. *Spine*. 1985;10:280–286.
35. **Gardner A, Pande KC.** Graf ligamentoplasty: a 7-year follow-up. *Eur Spine J*. 2002;11(Suppl 2):S157–S163. doi: 10.1007/s00586-002-0436-4.
36. **Glaser J, Stanley M, Sayre H, et al.** A 10-year follow-up evaluation of lumbar spine fusion with pedicle screw fixation. *Spine*. 2003;28:1390–1395.
37. **Gomleksiz C, Sasani M, Oktenoglu T, et al.** A short history of posterior dynamic stabilization. *Adv Orthop*. 2012; ID 629698. doi.org/10.1155/2012/629698.
38. **Graf H.** Evaluation of the therapeutic effect of the graf stabilisation system. In: *Proceedings of the 2nd Annual Meeting of the European Spine Society*, Rome, Italy, 1991.
39. **Grevitt MP, Gardner AD, Spilsbury J, et al.** The Graf stabilisation system: early results in 50 patients. *Eur Spine J*. 1995;4:169–175.
40. **Grob D, Benini A, Junge A, et al.** Clinical experience with the Dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years. *Spine*. 2005;30:324–331.
41. **Hadlow SV, Fagan AB, Hillier TM, et al.** The Graft ligamentoplasty procedure. Comparison with posterolateral fusion in the management of low back pain. *Spine*. 1998;23:1172–1179.
42. **Harrop JS, Youssef JA, Maltenfort M, et al.** Lumbar adjacent segment degeneration and disease after arthrodesis and total disc arthroplasty. *Spine*. 2008;33:1701–1707. doi: 10.1097/BRS.0b013e31817bb956.
43. **Hartmann F, Dietz SO, Hely H, et al.** Biomechanical effect of different interspinous devices on lumbar spinal range of motion under preload conditions. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2011;131:917–926. doi: 10.1007/s00402-010-1235-8.
44. **Highsmith JM, Tumalian LM, Rodts GE Jr.** Flexible rods and the case for dynamic stabilization. *Neurosurg Focus*. 2007;22:E11.
45. **Hilibrand AS, Robbins M.** Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion? *Spine J*. 2004;4(6 Suppl): S190–S194.
46. **Huang RC, Girardi FP, Lim MR, et al.** Advantages and disadvantages of nonfusion technology in spine surgery. *Orthop Clin North Am*. 2005;36:263–269.
47. **Kabir SM, Gupta SR, Casey AT.** Lumbar interspinous spacers: a systematic review of clinical and biomechanical evidence. *Spine*. 2010;35:E1499–E1506. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181e9af93.
48. **Kanayama M, Hashimoto T, Shigenobu K, et al.** A minimum 10-year follow-up of posterior dynamic stabilization using Graf artificial ligament. *Spine*. 2007; 32:1992–1996.
49. **Kaner T, Sasani M, Oktenoglu T, et al.** Minimum two-year follow-up of cases with recurrent disc herniation treated with microdiscectomy and posterior dynamic transpedicular stabilisation. *Open Orthop J*. 2010;4: 120–125. doi: 10.2174/1874325001004010120.
50. **Kaner T, Dalbayrak S, Oktenoglu T, et al.** Comparison of posterior dynamic and posterior rigid transpedicular stabilization with fusion to treat degenerative spondylolisthesis. *Orthopedics*. 2010; 33(5). doi: 10.3928/01477447-20100329-09.
51. **Kaner T, Sasani M, Oktenoglu T, et al.** Dynamic stabilization of the spine: a new classification system. *Turk Neurosurg*. 2010;20:205–215. doi: 10.5137/1019-5149JTN.2358-09.2.
52. **Kaner T, Sasani M, Oktenoglu T, et al.** Utilizing dynamic rods with dynamic screws in the surgical treatment of chronic instability: a prospective clinical study. *Turk Neurosurg*. 2009;19:319–326.
53. **Kaner T, Sasani M, Oktenoglu T, et al.** Clinical outcomes of degenerative lumbar spinal stenosis treated with lumbar decompression and the Cosmic “semirigid” posterior system. *SAS Journal*. 2010;4: 99–106. DOI 10.1016/j.esas.2010.09.003.
54. **Kaner T, Sasani M, Oktenoglu T, et al.** Clinical outcomes after posterior dynamic transpedicular stabilization with limited lumbar discectomy: Carragee classification system for lumbar disc herniations. *SAS Journal*. 2010;4:92–97. doi:10.1016/j.esas.2010.06.001.
55. **Khoueir P, Kim KA, Wang MY.** Classification of posterior dynamic stabilization devices. *Neurosurg Focus*. 2007;22:E3.
56. **Kim DH, Tantorski M, Shaw J, et al.** Occult spinous process fractures associated with interspinous process spacers. *Spine*. 2011;36:E1080–E1085. doi: 10.1097/BRS.0b013e318204066a.
57. **Kim YS, Zhang HY, Moon BJ, et al.** Nitinol spring rod dynamic stabilization system and Nitinol memory loops in surgical treatment for lumbar disc disorders: short-term follow up. *Neurosurg Focus*. 2007;22:E10.
58. **Kirkaldy-Willis WH, Farfan HF.** Instability of the lumbar spine. *Clin Orthop Relat Res*. 1982;(165): 110–123.
59. **Knutsson F.** The instability associated with disc degeneration in the lumbar spine. *Acta Radiologica*. 1944;25:593–609.
60. **Ko CC, Tsai HW, Huang WC, et al.** Screw loosening in the Dynesys stabilization system: radiographic evidence and effect on outcomes. *Neurosurg Focus*. 2010;28:E10. doi: 10.3171/2010.3.FOCUS1052.

61. **Korovessis P, Repantis T, Zacharatos S, et al.** Does Wallis implant reduce adjacent segment degeneration above lumbosacral instrumented fusion? *Eur Spine J.* 2009;18:830–840. doi: 10.1007/s00586-009-0976-y.
62. **Kuchta J, Sobottke R, Eysel P, et al.** Two-year results of interspinous spacer (X-Stop) implantation in 175 patients with neurologic intermittent claudication due to lumbar spinal stenosis. *Eur Spine J.* 2009;18:823–829. doi: 10.1007/s00586-009-0967-z.
63. **Kumar A, Beastall J, Hughes J, et al.** Disc changes in the bridged and adjacent segments after Dynesys dynamic stabilization system after two years. *Spine.* 2008;33:2909–2914. doi: 10.1097/BRS.0b013e31818bdca7.
64. **Lau S, Lam KS.** Lumbar stabilisation techniques. *Curr Orthop.* 2007;21:25–39.
65. **Lee CK.** Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. *Spine.* 1988;13:375–377.
66. **Lehmann TR, Spratt KF, Tozzi JE, et al.** Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients. *Spine.* 1987;12:97–104.
67. **Lim TH, Han KS, Keller L, et al.** Biomechanical evaluation of dynamic fixation device: NFLEX. In: *Spine Arthroplasty Society Annual Meeting Montreal, Canada*, 2006.
68. **Maleci A, Sambale RD, Schiavone M, et al.** Nonfusion stabilization of the degenerative lumbar spine. *J Neurosurg Spine.* 2011;15:151–158. doi: 10.3171/2011.3.SPINE0969.
69. **Mandigo CE, Sampath P, Kaiser MG.** Posterior dynamic stabilization of the lumbar spine: pedicle based stabilization with the AccuFlex rod system. *Neurosurg Focus.* 2007;22:E9.
70. **Markwalder TM, Wenger M.** Dynamic stabilization of lumbar motion segments by use of Graf's ligaments: results with an average follow-up of 7.4 years in 39 highly selected, consecutive patients. *Acta Neurochir (Wien).* 2003;145:209–214.
71. **Mayer MH, Korge A.** Non-fusion technology in degenerative lumbar spinal disorders: facts, questions, challenges. *Eur Spine J.* 2002;11(Suppl 2):S85–S91. doi: 10.1007/s00586-002-0445-3.
72. **McAfee PC, Farey ID, Sutterlin CE, et al.** The effect of spinal implant rigidity on vertebral bone density. A canine model. *Spine.* 1991;16(6 Suppl):S190–S197.
73. **McAfee P, Khoo LT, Pimenta L, et al.** Treatment of lumbar spinal stenosis with a total posterior arthroplasty prosthesis: implant description, surgical technique, and a prospective report on 29 patients. *Neurosurg Focus.* 2007;22:E13.
74. **McNally DS, Adams MA.** Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry. *Spine.* 1992;17:66–73.
75. **Min JH, Jang JS, Jung BJ, et al.** The clinical characteristics and risk factors for the adjacent segment degeneration in instrumented lumbar fusion. *J Spinal Disord Tech.* 2008;21:305–309. doi: 10.1097/BSD.0b013e318142b960.
76. **Mulholland RC, Sengupta DK.** Rationale, principles and experimental evaluation of the concept of soft stabilization. *Eur Spine J.* 2002;11(Suppl 2):S198–S205.
77. **Mummaneni PV, Haid RW, Rodts GE.** Lumbar interbody fusion: state-of-the-art technical advances. *J Neurosurg Spine.* 2004;1:24–30.
78. **Nandakumar A, Clark NA, Peechal JP, et al.** The increase in dural sac area is maintained at 2 years after X-stop implantation for the treatment of spinal stenosis with no significant alteration in lumbar spine range of movement. *Spine J.* 2010;10:762–768. doi: 10.1016/j.spinee.2010.06.007.
79. **Nockels RP.** Dynamic stabilization in the surgical management of painful lumbar spinal disorders. *Spine.* 2005;30(16 Suppl):S68–S72.
80. **Oktenoglu T, Ozer AF, Sasani M, et al.** Posterior dynamic stabilization in the treatment of lumbar degenerative disc disease: 2-year follow-up. *Min Invas Neurosurg.* 2010;53:112–116. DOI: 10.1055/s-0030-1262810.
81. **Okuda S, Iwasaki M, Miyauchi A, et al.** Risk factors for adjacent segment degeneration after PLIF. *Spine.* 2004;29:1535–1540.
82. **Ozer AF, Crawford NR, Sasani M, et al.** Dynamic lumbar pedicle screw-rod stabilization: two-year follow-up and comparison with fusion. *Open Orthop J.* 2010;4:137–141. doi: 10.2174/1874325001004010137.
83. **Panjabi M, Malcolmson G, Teng E, et al.** Hybrid testing of lumbar CHARITE discs versus fusions. *Spine.* 2007;32:959–966.
84. **Panjabi MM.** The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord.* 1992;5:390–397.
85. **Park P, Garton HJ, Gala VC, et al.** Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. *Spine.* 2004;29:1938–1944.
86. **Perrin G, Cristini A.** Prevention of adjacent level degeneration above a fused vertebral segment: long term effect, after a mean follow-up of 8.27 years, of the semirigid intervertebral fixation as a protective technique for pathological adjacent disc. In: *Proceedings of the International Meeting for Advanced Spine Technologies*, December 2003.
87. **Phillips FM, Tzermiadianos MN, Voronov LI, et al.** Effect of the Total Facet Arthroplasty System after complete laminectomy-facetectomy on the biomechanics of implanted and adjacent segments. *Spine J.* 2009;9:96–102. doi: 10.1016/j.spinee.2008.01.010.
88. **Phillips FM, Reuben J, Wetzel FT.** Intervertebral disc degeneration adjacent to a lumbar fusion. An experimental rabbit model. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84:289–294.
89. **Putzier M, Schneider SV, Funk JF, et al.** The surgical treatment of the lumbar disc prolapse: nucleotomy with additional transpedicular dynamic stabilization versus nucleotomy alone. *Spine.* 2005;30:E109–E114.
90. **Rahm MD, Hall BB.** Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion with instrumentation: a retrospective study. *J Spinal Disord.* 1996;9:392–400.
91. **Rao RD, David KS, Wang M.** Biomechanical changes at adjacent segments following anterior lumbar interbody fusion using tapered cages. *Spine.* 2005;30:2772–2776.
92. **Reyes-Sanchez A, Zarate-Kalfopulos B, Ramirez-Mora I, et al.** Posterior dynamic stabilization of the lumbar spine with the Accuflex rod system as a stand-alone device: experience in 20 patients with 2-year follow-up. *Eur Spine J.* 2010;19:2164–2170. doi: 10.1007/s00586-010-1417-7.
93. **Ricart O, Serwier JM.** [Dynamic stabilisation and compression without fusion using Dynesys for the treatment of degenerative lumbar spondylolisthesis: a prospective series of 25 cases]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2008;94:619–627. In French. doi: 10.1016/j.rco.2008.04.015.
94. **Rodrigues LF, Voloch P, Gurgel S, et al.** Retrospective evaluation by means of SF-36 questionnaires of patients submitted to pedicular dynamic stabilization for treatment of degenerative lumbar diseases. *Coluna/Columna.* 2010;9:104–112. In Portuguese. <http://dx.doi.org/10.1590/S1808-18512010000200004>.
95. **Rolfé KW, Zucherman JF, Kondrashov DG, et al.** Scoliosis and interspinous decompression with the X-STOP: prospective minimum 1-year outcomes in lumbar spinal stenosis. *Spine J.* 2010;10:972–978. doi: 10.1016/j.spinee.2010.08.004.
96. **Sangiorgio SN, Sheikh H, Borkowski SL, et al.** Comparison of three posterior dynamic stabilization devices. *Spine.* 2011;36:E1251–E1258. doi: 10.1097/BRS.0b013e318206cd84.
97. **Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, et al.** Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments: an in vitro experiment. *J Spinal Disord Tech.* 2003;16:418–423.
98. **Schnake K, Schaeren S, Jeanneret B.** Dynamic stabilization in addition to decompression for lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis. *Spine.* 2006;31:442–449.
99. **Schwarzenbach O, Berlemann U, Stoll TM, et al.** Posterior dynamic stabilization systems: DYNESYS. *Orthop Clin N Am.* 2005;36:363–372.

100. **Sears WR, Sergides IG, Kazemi N, et al.** Incidence and prevalence of surgery at segments adjacent to a previous posterior lumbar arthrodesis. *Spine J.* 2011; 11:11–20. doi: 10.1016/j.spinee.2010.09.026.
101. **Sengupta DK, Mulholland RC.** Fulcrum assisted soft stabilization system: a new concept in the surgical treatment of degenerative low back pain. *Spine.* 2005; 30:1019–1029.
102. **Sengupta DK.** Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain. *Neurology India.* 2005; 53:466–474.
103. **Sobottke R, Schluter-Brust K, Kaulhausen T, et al.** Interspinous implants (X-Stop, Wallis, Diam) for the treatment of LSS: is there a correlation between radiological parameters and clinical outcome? *Eur Spine J.* 2009; 18: 1494–1503. doi: 10.1007/s00586-009-1081-y.
104. **Song JJ, Barrey CY, Ponnappan RK, et al.** Pedicle screw-based dynamic stabilization of the lumbar spine. *PAN Arab J Neurosurg.* 2010; 14:1–141.
105. **Stokes IA, Frymoyer JW.** Segmental motion and instability. *Spine.* 1987; 12:688–691.
106. **Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O.** The dynamic neutralization system for the spine: a multicenter study of a novel non-fusion system. *Eur Spine J.* 2002; 11(Suppl 2):S170–S178.
107. **Strempe A, Neckritz A, Muelenaere P, et al.** Dynamic versus rigid spinal implants. In: *Lumbar Spinal Stenosis*, ed. by Gunzburg R, Szpalski M. Lippincott, Williams and Wilkins, Philadelphia, Pa, USA, 2000: 275–285.
108. **Sudo H, Oda I, Abumi K, et al.** Biomechanical study on the effect of five different lumbar reconstruction techniques on adjacent-level intradiscal pressure and lamina strain. *J Neurosurg Spine.* 2006; 5:150–155.
109. **Szpalski M, Gunzburg R, Mayer M.** Spine arthroplasty: a historical review. *Eur Spine J.* 2002; 11(Suppl 2):S65–S84.
110. **Turner JA, Ersek M, Herron L, et al.** Surgery for lumbar spinal stenosis: attempted meta-analysis of the literature. *Spine.* 1992; 17:1–8.
111. **Vaga S, Brayda-Bruno M, Perona F, et al.** Molecular MR imaging for the evaluation of the effect of dynamic stabilization on lumbar intervertebral discs. *Eur Spine J.* 2009; 18(Suppl 1):S40–S48. doi: 10.1007/s00586-009-0996-7.
112. **Veerhoof OJ, Bron JL, Wapstra FH, et al.** High failure rate of the interspinous distraction device (X-Stop) for the treatment of lumbar spinal stenosis caused by degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J.* 2008; 17: 188–192. doi: 10.1007/s00586-007-0492-x.
113. **Von Stempel AV, Moosmann D, Stoss C, et al.** Stabilisation of the degenerated lumbar spine in the nonfusion technique with cosmic posterior dynamic system. *World Spine J.* 2006; 1:40–47.
114. **Weiler PJ, King GJ, Gertzbein SD.** Analysis of sagittal plane instability of the lumbar spine in vivo. *Spine.* 1990; 15:1300–1306.
115. **Wilke HJ, Schmidt H, Werner K, et al.** Biomechanical evaluation of a new total posterior-element replacement system. *Spine.* 2006; 31:2790–2796.
116. **Xu HZ, Wang XY, Chi YL, et al.** Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006; 21:330–336.
117. **Yang JY, Lee JK, Song HS.** The impact of adjacent segment degeneration on the clinical outcome after lumbar spinal fusion. *Spine.* 2008; 33:503–507. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181657dc3.
118. **Yi X, McPherson B.** Application of X STOP device in the treatment of lumbar spinal stenosis. *Pain Physician.* 2010; 13:E327–E326.
119. **Yue JJ, Malcolmson G, Timm JP.** The stabilimax NZ posterior lumbar dynamic stabilization system. In: *Motion Preservation Surgery of the Spine*, ed. by Yu JJ, Bertagnoli R, McAfee PC, An HS. Saunders Elsevier Press, Philadelphia, Pa, USA, 2008:476–482.
120. **Yue JJ, Timm JP, Panjabi MM, et al.** Clinical application of the Panjabi neutral zone hypothesis: the Stabilimax NZ posterior lumbar dynamic stabilization system. *Neurosurg Focus.* 2007; 22:E12.
121. **Zhang QH, Teo EC.** Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease. *Med Eng Phys.* 2008; 30:1246–1256. doi: 10.1016/j.medengphy.2008.07.012.
122. **Zhang HY, Park JY, Cho BY.** The BioFlex system as a dynamic stabilization device: does it preserve lumbar motion? *J Korean Neurosurg Soc.* 2009; 46:431–436. doi: 10.3340/jkns.2009.46.5.431.
123. **Zhang L, Shu X, Duan Y, et al.** [Effectiveness of ISOBAR TTL semi-rigid dynamic stabilization system in treatment of lumbar degenerative disease]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2012; 26:1066–1070. In Chinese.

Адрес для переписки:

Юз Андрей Анатольевич
123995, Москва,
ул. Баррикадная, 2/1, РМАПО,
worfeva@gmail.com

Address correspondence to:

Yuz Andrey Anatolyevich
Russian Medical Academy
of Postgraduate Education,
Barrikadnaya str., 2/1,
Moscow 123995, Russia,
worfeva@gmail.com

Статья поступила в редакцию 04.07.2014

Серик Калиулович Макиров, д-р мед. наук, проф.; Андрей Анатольевич Юз, аспирант; Мохаммед Тахер Джахаф, аспирант; Сергей Сергеевич Гусев, аспирант, Российская медицинская академия последипломного образования, Москва.

Serik Kaliulovich Makirov, MD, DMSc, Prof.; Andrey Anatolyevich Yuz, MD fellow; Mokhammed Takber Jabaf, MD fellow; Sergey Sergeevich Gusev, MD fellow, Russian Medical Academy of Postgraduate Education, Moscow.