



КИНЕМАТИКА ПОЯСНИЧНЫХ СЕГМЕНТОВ, СМЕЖНЫХ С ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫМ РИГИДНЫМ ЗАДНЕБОКОВЫМ СПОНДИЛОДЕЗОМ

В.А. Радченко, В.А. Колесниченко, Ма Конг, А.Г. Скиданов, К.Н. Литвиненко

Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко, Харьков, Украина

Цель исследования. Изучение диапазона движений сегментов проксимальнее зоны спондилодеза и его взаимосвязи с некоторыми параметрами вертикальной позы пациентов с поясничным остеохондрозом и дегенеративным поясничным спондилолистезом на этапах хирургического лечения.

Материал и методы. Проанализированы протоколы клинико-рентгенологического обследования 52 пациентов мужского пола с нестабильностью нижнепоясничных сегментов в сочетании со спондилоартрозом и/или стенозом позвоночного канала, и/или грыжами поясничных межпозвонковых дисков. Использовали клинический и рентгенологический методы обследования.

Результаты. До операции у всех пациентов выявлено уплощение поясничного лордоза и вертикализация крестца в сочетании с существенным уменьшением экскурсии поясничного отдела позвоночника. Улучшение сагиттального контура позвоночника после хирургического лечения не привело к значимому улучшению кинематики поясничных сегментов.

Заключение. Изменение подвижности поясничных сегментов может быть связано с некорректными паттернами движения вследствие неустраненных миотонических реакций и неадекватных двигательных стратегий.

Ключевые слова: поясничный спондилодез, кинематика смежных сегментов, двигательный контроль.

Для цитирования: Радченко В.А., Колесниченко В.А., Ма Конг, Скиданов А.Г., Литвиненко К.Н. Кинематика поясничных сегментов, смежных с инструментальным ригидным заднебоковым спондилодезом // Хирургия позвоночника. 2014. №3. С. 45–53.

KINEMATICS OF LUMBAR SEGMENTS ADJACENT TO THE RIGID INSTRUMENTED POSTEROLATERAL SPINAL FUSION

V.A. Radchenko, V.A. Kolesnichenko, Ma Cong, A.G. Skidanov, K.N. Litvinenko

Objective: To study the range of motion of segments proximal to the fused area and its relationship with some parameters of vertical posture in patients with lumbar degenerative disc disease and degenerative lumbar spondylolisthesis at stages of the surgical treatment.

Material and Methods. Protocols of clinical and radiological examination of 52 male patients with instability of the low lumbar segments combined with spondyloarthrosis and/or spinal stenosis, and/or herniated lumbar intervertebral discs were analyzed.

Results. Preoperative examination detected a flattening of the lumbar lordosis and verticalization of the sacrum combined with a significant decrease in excursions of the lumbar spine. Improvement in the sagittal contour of the spine achieved after surgery did not improved significantly the lumbar segments kinematics.

Conclusion. The altered lumbar segmental mobility may be caused by incorrect movement patterns due to unrepaired myotonic reactions and inadequate spinal motion strategies.

Key Words: lumbar fusion, adjacent segment kinematics, spinal motion control.

Hir. Pozvonoc. 2014;(3):45–53.

Инструментальный ригидный заднебоковой спондилодез – один из распространенных методов хирургического лечения нестабильности позвоночных сегментов у больных остеохондрозом и дегенеративным поясничным спондилолистезом. Характерной особенностью ортопедического статуса таких пациентов

является уплощение сагиттального контура позвоночника с тенденцией к кифозированию поясничного изгиба и вертикализацией крестца с формированием дегенеративной деформации flat back [26].

Поясничным спондилодез сопровождается изменением кинематики смежных позвоночных сегментов

с развитием избыточной подвижности не только на краниальном уровне [31, 42], но и компенсаторными перемещениями вышележащих поясничных сегментов [33], а степень гипермобильности зависит от вида (передний, задний, заднебоковой) [16, 29, 40] и протяженности спондилодеза [5, 8, 42], характера стабилизации (ригид-

ная, динамическая) [28], особенностей фиксации (костная или инструментальная) [3, 23, 25].

Подвижность сегментов, смежных с артродезированными, может зависеть и от особенностей конфигурации поясничной кривизны: при уплощении последней [41], особенно при поясничном кифозе [7], экспериментально показана тенденция к гипермобильности верхнепоясничных позвонков, обусловленная увеличением направленных кзади сил сдвига в проксимальных сегментах [44]. Сведений об аналогичных исследованиях *in vivo* в литературе мало [6, 22].

Интраоперационная коррекция сагиттального контура пояснично-крестцового отдела позвоночника может приводить к компенсаторной гиперэкстензии проксимальных (относительно спондилодеза) поясничных сегментов [22, 29] и ретенции параметров сагиттального позвоночно-тазового баланса [17, 27], что может влиять на клинические результаты хирургического лечения, в частности, на восприятие резидуальной послеоперационной боли [24], уровень дисабилитации и качество жизни [17, 18, 22].

Мы полагаем, что компенсаторное изменение биомеханических параметров вертикальной позы в послеоперационном периоде может сопровождаться изменением нейромышечного баланса позвоночника с изменением активации его афферентных мышечных проприоцепторов и механорецепторов связок, с последующим изменением паттернов эфферентных мышечных ответов и, в конечном итоге, изменением характера перемещений позвоночных сегментов.

Цель исследования – изучение кинематики поясничных сегментов, смежных с инструментальным ригидным заднебоковым спондилодезом, анализ взаимосвязи между подвижностью смежных сегментов и некоторыми параметрами вертикальной позы больных с поясничным остеохондрозом и дегенеративным спондилолистезом на этапах хирургического лечения.

Материал и методы

Материалом исследования послужили протоколы клинко-рентгенологического обследования 52 больных мужского пола с нестабильностью нижнепоясничных сегментов в сочетании со спондилоартрозом и/или стенозом позвоночного канала, и/или грыжами поясничных межпозвонковых дисков. Из них 42 пациента 20–40 лет (средний возраст $33,4 \pm 4,8$ года) с поясничным остеохондрозом составили группу В, 10 больных 46–65 лет ($55,4 \pm 7,8$ лет) с дегенеративным спондилолистезом L₄ малых (I–II) степеней – группу С. Все пациенты обследовались до операции и через 3 мес., 6 мес., 1 год и более после хирургического лечения со средним сроком наблюдения $1,2 \pm 0,8$ года (от 6 мес. до 2 лет). Всем выполнен заднебоковой костно-пластический спондилодез L₄–L₅ (n = 7 (16,6 %) в группе В и n = 2 (20,0 %) в группе С) и L₄–L₅–S₁ сегментов (n = 35 (83,4 %) в группе В и n = 8 (80,0 %) в группе С) с фиксацией транспедикулярными конструкциями на основе стержней в клинике вертебрологии института патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко.

Критерии включения в исследование: отсутствие двигательных расстройств с парезами и/или плегиями нижних конечностей. Критерии исключения из исследования: системные заболевания, деформирующий артроз суставов нижних конечностей, переломы позвонков и костей нижних конечностей, операции на позвоночнике и нижних конечностях в анамнезе.

Проводили стандартное клиническое обследование с изучением ортопедического статуса и характера неврологических радикулярных расстройств.

На поясничных спондилограммах в боковой проекции в положении пациента стоя измеряли величину поясничного лордоза GLL и наклона крестца SS по методике Cobb [10] и Duval-Beaupere [14] соответственно. Нормальными значениями считали: GLL = $61^\circ \pm 10^\circ$; SS = $48^\circ \pm 8^\circ$ [14].

Измерения конфигурации позвоночника при его сагиттальных движениях выполняли с помощью электромеханического компьютеризованного гониометра «Spinal Mouse» (Швейцария), содержащего внутренний маятник, подключенный к потенциометру. Прибор располагали по средней линии позвоночника, начиная от остистого отростка С₇ и заканчивая на вершине *rima ani* (примерно S₃); регистрировали контур кожи над позвоночным столбом в сагиттальной плоскости.

Необработанные данные измерений представляют длину дорсальной поверхности туловища от С₇ до S₃. Программное обеспечение прибора позволяет вычислять в любом положении туловища локальный угол каждой точки этой длины, взаимосвязанный со свинцовым отвесом. Время, требуемое для измерения всей длины, составляет 2–4 с, что гарантирует неподвижность обследуемого. Выборочная частота измерений около 150 Гц. Точность системы «Spinal Mouse» при измерении длины объекта составляет 1,13 мм [43].

Измерения проводили в двух позициях: 1) сгибание; 2) разгибание из нейтрального положения (стоя в удобной позе) с максимально возможной амплитудой до появления умеренной боли. Движения выполняли с произвольной скоростью, выбранной пациентом. Производили три серии измерений. Для статистического анализа использовали медиану полученных значений.

Изучали следующие параметры:

- 1) локальные углы наклона позвонков в сегментах, смежных с зоной спондилодеза: L₁–L₂, L₂–L₃, L₃–L₄;
- 2) величину грудной кривизны от Th₁–Th₂ до Th₁₁–Th₁₂;
- 3) величину поясничного изгиба от Th₁₂–L₁ до L₅–S₁.

При статистических исследованиях определяли медиану с величиной стандартного отклонения, t-критерий по методу Стьюдента с уровнем значимости $p < 0,05$, проводили корреляционный анализ по Пирсону.

Кинематика интактных поясничных сегментов. Исследования *in vitro* [34] и *in vivo* [11, 36, 37] представляют движения между позвонками трехплоскостными, совершаемыми по геликоидальной оси, то есть вращательно-поступательно в направлении оси движения с пропорциональной скоростью каждого компонента движения.

При сагиттальных движениях поясничных сегментов клинические и экспериментальные исследования показали различные направления их совокупной ротации. Результаты стереорентгенографического изучения кинематики поясничных позвонков при сгибании/разгибании (вращение по оси *x*) *in vivo* продемонстрировали сопутствующие 2° аксиальной ротации (по оси *y*) и 3° бокового наклона (ротация по оси *z*) [35, 36]. При исследовании 3D-кинематики каждого поясничного позвонка в пяти позициях от полной экстензии до полной флексии на свежих трупных образцах поясничного отдела позвоночника установлено, что направление совокупной ротации было обратным главному движению, то есть в положении разгибания сопутствующим движением была флексия, в положении сгибания – экстензия [34]. Другими словами, при наклонах прослеживается тенденция к выпрямлению позвоночника (возвращению в нейтральное положение). В этом же исследовании [34] продемонстрировано отличие кинематики верхнепоясничных (L_1-L_2 , L_2-L_3 , L_3-L_4) и нижнепоясничных (L_4-L_5 , L_5-S_1) сегментов. В частности, аксиальная ротация, выполненная из нейтрального положения, продуцировала разнонаправленные совокупные боковые наклоны: контралатеральный – в сегментах L_1-L_2 , L_2-L_3 , L_3-L_4 , ипсилатеральный – на уровнях L_4-L_5 , L_5-S_1 .

Биомеханическая жесткость интактного поясничного отдела позвоночника в разгибании примерно на 60 % выше, чем в сгибании [45], что обуславливает различную амплитуду перемещений позвонков при этих наклонах, причем диапазон движений обычно последовательно

увеличивается в краниокаудальном направлении. Сводные данные White and Panjabi [45] о кинематике поясничных сегментов, измеренной по перемещению тел позвонков *in vitro*, а также при пассивных и активных движениях *in vivo*, представляют предел сгибания/разгибания поясничных сегментов на уровне L_1-L_2 в 16°/5°; L_2-L_3 – в 18°/8°, L_3-L_4 – в 17°/6°, а репрезентативные величины диапазона движений этих сегментов составляют 12°, 14° и 15° соответственно.

Амплитуда сгибания позвоночника достигает 50–60° и обеспечивается постепенным растяжением мышцы-выпрямителя позвоночника, поверхностных мышц спины, грудно-поясничной фасции, задних связок позвоночника. Величина разгибания поясничного отдела позвоночника из положения стоя составляет около 30–45° и происходит при растяжении поясничных сгибателей, передней продольной связки, сокращении мышцы-выпрямителя позвоночника. Ограничивают разгибание аппозиция фасеток дугоотростчатых суставов и остистых отростков. При сгибании поясничный лордоз уплощается, при разгибании углубляется.

Результаты

При первичном обследовании до операции в группах В и С величины поясничного лордоза GLL и наклона крестца SS были статистически значимо меньше нормы ($p < 0,001$) (табл.). Таким образом, у больных с поясничным остеохондрозом и дегенеративным поясничным спондилолистезом наблюдалось уплощение сагиттального контура пояснично-крестцового отдела позвоночника по типу дегенеративной деформации flat back с уменьшением глубины поясничного лордоза и вертикализацией крестца.

Характер перемещений L_1-L_2 , L_2-L_3 и L_3-L_4 сегментов при сгибании у больных группы В (поясничный остеохондроз) до операции в общем соответствовал нормальному ритму сагиттальных движений с последовательным увеличе-

нием амплитуды в краниокаудальном направлении, однако отличался существенным уменьшением объема движений на каждом из уровней (табл., рис. 1а). Разгибания сегментов не наблюдалось (рис. 1б), так что фактически отмечалась миофиксация поясничного отдела позвоночника вследствие миотонических реакций (рис. 2а, 3). Изменение кинематики поясничных сегментов подтверждали и результаты корреляционного анализа, не выявившие каких-либо взаимосвязей между степенью подвижности данных сегментов, а также изменением величины грудного и поясничного отделов позвоночника при сагиттальных движениях. Отмечена лишь сильная прямая корреляционная связь между показателями GLL и SS (коэффициент корреляции $k = 0,8$; $p < 0,001$).

В группе С (дегенеративный поясничный спондилолистез) до операции, как и в группе В, наблюдалось существенное ограничение экскурсии поясничных сегментов, однако характер их перемещений был иным. Сгибание отмечено лишь на уровнях L_2-L_3 и L_3-L_4 , тогда как разгибание – преимущественно на L_1-L_2 и L_3-L_4 (рис. 4).

Результаты корреляционного анализа выявили значимые противоположно направленные связи между перемещениями верхнепоясничных сегментов при разгибании: $k = 0,7$; $p < 0,001$ для L_1-L_2 и L_3-L_4 ; $k = -0,7$; $p < 0,001$ для L_2-L_3 и L_3-L_4 ; $k = -0,6$; $p < 0,01$ для L_1-L_2 и L_2-L_3 . Другими словами, на уровнях L_3-L_4 и L_1-L_2 движение тем больше, чем более стабилен смежный с ними сегмент L_2-L_3 . С учетом того, что L_3-L_4 – уровень спондилолистеза, такой характер разгибания, возможно, является компенсаторным, направленным на уменьшение стрессовых нагрузок на элементы позвоночных сегментов.

Также в группе С при сагиттальных движениях отмечена прямая сильная корреляционная связь между величинами GLL и SS ($k = 0,7$; $p < 0,001$). При сгибании показатель инклинации крестца определял сте-

пень подвижности поясничного отдела позвоночника ($k = 0,8$; $p < 0,001$ для величины поясничного изгиба SS), а последняя, в свою очередь, была связана с изменением величины грудного отдела позвоночника ($k = 0,7$; $p < 0,001$ для величины грудной кривизны и поясничного изгиба). Таким образом, у больных дегенеративным поясничным спондилолистезом происходит оптимальное взаимодействие сегментов позвоночного столба при сгибании.

После хирургического лечения в группах В и С отмечено статистически значимое увеличение глубины поясничного лордоза ($p < 0,05$)

и недостоверное уменьшение степени вертикализации крестца, хотя и после операции параметры GLL и SS в каждой из групп оставались ниже нормы (табл.).

Улучшение центрирования пояснично-крестцового отдела позвоночника сопровождалось изменением кинематики верхнепоясничных сегментов в обеих группах больных (рис. 1, 2, 4). Отмеченное развитие относительной гипермобильности L_3-L_4 сегмента, смежного с зоной спондилодеза (83,4 % наблюдений в группе В, 80,0 % – в группе С), было прогнозируемым. Однако ожидаемого значимого восстановления подвижности сегментов в послеопера-

ционном периоде не произошло. Также в обеих группах после инструментального поясничного (17,3 %) и пояснично-крестцового (82,7 %) спондилодеза корреляция между параметрами GLL и SS не прослеживалась.

В группе В при сгибании движения на уровне L_2-L_3 увеличились, тогда как на уровне L_1-L_2 несколько уменьшились. Амплитуда разгибания в ближайшем (3 мес. после операции) и отдаленном (12 мес. после операции) периодах существенно не изменилась, что может свидетельствовать о неустраненной миофиксации поясничных сегментов. Это подтверждает и сохраняющееся отсутствие значимых

Таблица

Рентгенометрические и биомеханические параметры пациентов с поясничным остеохондрозом (группа В) и дегенеративным поясничным спондилолистезом (группа С) на этапах хирургического лечения

Параметры		До операции	Через 3 мес. после операции	Через 6 мес. после операции	Через 12 мес. и более после операции
Поясничный лордоз, град.	Группа В	15,31 ± 1,80	25,00 ± 1,68	25,78 ± 2,04	25,40 ± 1,88
	Группа С	21,43 ± 3,36	26,90 ± 3,00	26,82 ± 4,12	27,01 ± 2,78
Наклон крестца, град.	Группа В	23,02 ± 2,16	33,00 ± 1,40	33,24 ± 2,00	33,75 ± 4,00
	Группа С	30,29 ± 2,48	36,00 ± 4,00	36,28 ± 5,17	36,67 ± 4,76
Грудная кривизна, град.					
Сгибание	Группа В	10,97 ± 1,36	11,75 ± 2,66	13,20 ± 4,93	12,93 ± 2,94
	Группа С	9,80 ± 5,21	5,4 ± 2,44	5,50 ± 4,50	17,25 ± 5,17
Разгибание	Группа В	25,59 ± 2,50	29,42 ± 5,10	35,80 ± 7,34	34,07 ± 3,07
	Группа С	28,11 ± 4,41	22,2 ± 9,38	19,50 ± 12,50	38,00 ± 4,60
Поясничный изгиб, град.					
Сгибание	Группа В	15,31 ± 2,72	18,00 ± 3,94	13,67 ± 4,39	14,36 ± 3,49
	Группа С	8,00 ± 5,56	14,50 ± 6,75	16,03 ± 4,87	18,50 ± 8,59
Разгибание	Группа В	6,20 ± 1,27	6,50 ± 1,38	2,83 ± 5,53	5,77 ± 1,18
	Группа С	5,63 ± 3,27	4,83 ± 2,04	11,00 ± 3,19	4,50 ± 2,42
L_1-L_2					
Сгибание	Группа В	1,34 ± 0,33	0,42 ± 0,45	1,50 ± 0,56	0,64 ± 0,44
	Группа С	0,00 ± 0,95	0,67 ± 0,88	3,02 ± 1,61	2,50 ± 2,09
Разгибание	Группа В	0,54 ± 0,22	0,50 ± 0,29	-0,50 ± 1,46	0,23 ± 0,17
	Группа С	2,13 ± 1,11	0,50 ± 0,56	0,57 ± 1,23	0,50 ± 0,34
L_2-L_3					
Сгибание	Группа В	2,43 ± 0,62	3,92 ± 1,03	1,83 ± 1,25	3,57 ± 1,08
	Группа С	2,88 ± 2,25	1,67 ± 1,94	0,84 ± 0,19	1,17 ± 0,91
Разгибание	Группа В	0,28 ± 0,34	0,75 ± 0,59	-0,17 ± 2,46	1,00 ± 0,72
	Группа С	0,38 ± 1,73	0,00 ± 1,13	3,04 ± 2,53	0,83 ± 0,40
L_3-L_4					
Сгибание	Группа В	3,97 ± 0,79	6,42 ± 1,11	5,17 ± 1,45	5,93 ± 0,93
	Группа С	2,00 ± 1,00	4,17 ± 1,96	9,32 ± 0,83	4,50 ± 1,96
Разгибание	Группа В	0,49 ± 0,33	0,08 ± 0,08	-0,50 ± 0,72	0,31 ± 0,24
	Группа С	1,38 ± 1,07	0,17 ± 0,17	0,58 ± 0,34	0,17 ± 0,17

корреляционных связей между подвижностью верхнепоясничных сегментов и экскурсией грудного и поясничного отделов позвоночника при сагиттальных движениях.

Обращает на себя внимание в группе В характер разгибания через 6 мес. после операции, при котором воспроизводилось минимальное сгибание. В движении преобладал флекссионный паттерн, то есть главное движение фактически заменилось совокупным, при котором все поясничные сегменты сильно и прямо коррелировали между собой: $k = 0,97$; $p < 0,001$ для L_1-L_2 и L_3-L_4 ; $k = 0,8$; $p < 0,001$ для L_2-L_3 и L_3-L_4 ; $k = 0,7$; $p < 0,001$ для L_1-L_2 и L_2-L_3 . Интересно, что в сгибании движения верхнепоясничных сегментов и поясничного отдела позвоночника соответствовали друг другу ($k = -0,94$; $p < 0,001$ для L_1-L_2 и величины поясничного изгиба; $k = -0,7$; $p < 0,001$ для L_2-L_3 и величины поясничного изгиба). Это транзиторное нарушение двигательного контроля с доминирующей активацией мышц-сгибателей туловища, возможно, связано с адаптацией позвоночника к возрастающим внешним нагрузкам.

В группе С после хирургического лечения экскурсия верхнепоясничных сегментов оставалась существенно ниже нормы, а их перемещение стало соответствовать ритму сагиттальных движений лишь к отдаленному послеоперационному периоду (рис. 2б, 4). Через 3 мес. после операции в сгибании отмечено улучшение кинематики позвоночника с оптимальным перемещением L_1-L_2 , L_2-L_3 и L_3-L_4 сегментов друг относительно друга ($k = 0,7$; $p < 0,001$) и в соответствии с движением грудного ($k = 0,7$; $p < 0,001$) и поясничного ($k = -0,8$; $p < 0,001$) отделов позвоночника. В разгибании на всех этапах послеоперационного периода прослеживалась сильная обратная корреляционная связь при движении данных сегментов и поясничного отдела позвоночника ($k = -0,9$; $p < 0,001$ для L_1-L_2 и L_2-L_3 ; $k = -0,8$; $p < 0,001$ для L_2-L_3 и L_3-L_4 , а также для L_1-L_2 и L_3-L_4). Другими слова-

ми, чем меньше изменялась величина сглаженного поясничного отдела позвоночника (флекссионная установка), тем больше разгибались верхнепоясничные сегменты (экстензионная установка). Это может свидетельствовать о создании вращающего момента в проксимальном артродезировавшем поясничном сегменте при экстензии с развитием напряженно-деформированного состояния и, соответствен-

но, повышением стрессовых нагрузок на границе «металл – кость».

К отдаленному послеоперационному периоду в группе С при сгибании сформировался некорректный двигательный паттерн, при котором сегмент L_1-L_2 двигался синхронно с грудным отделом ($k = 0,9$; $p < 0,001$), тогда как на уровнях L_2-L_3 и L_3-L_4 движение было противоположно направленным ($k = -0,7$; $p < 0,001$). Это изме-

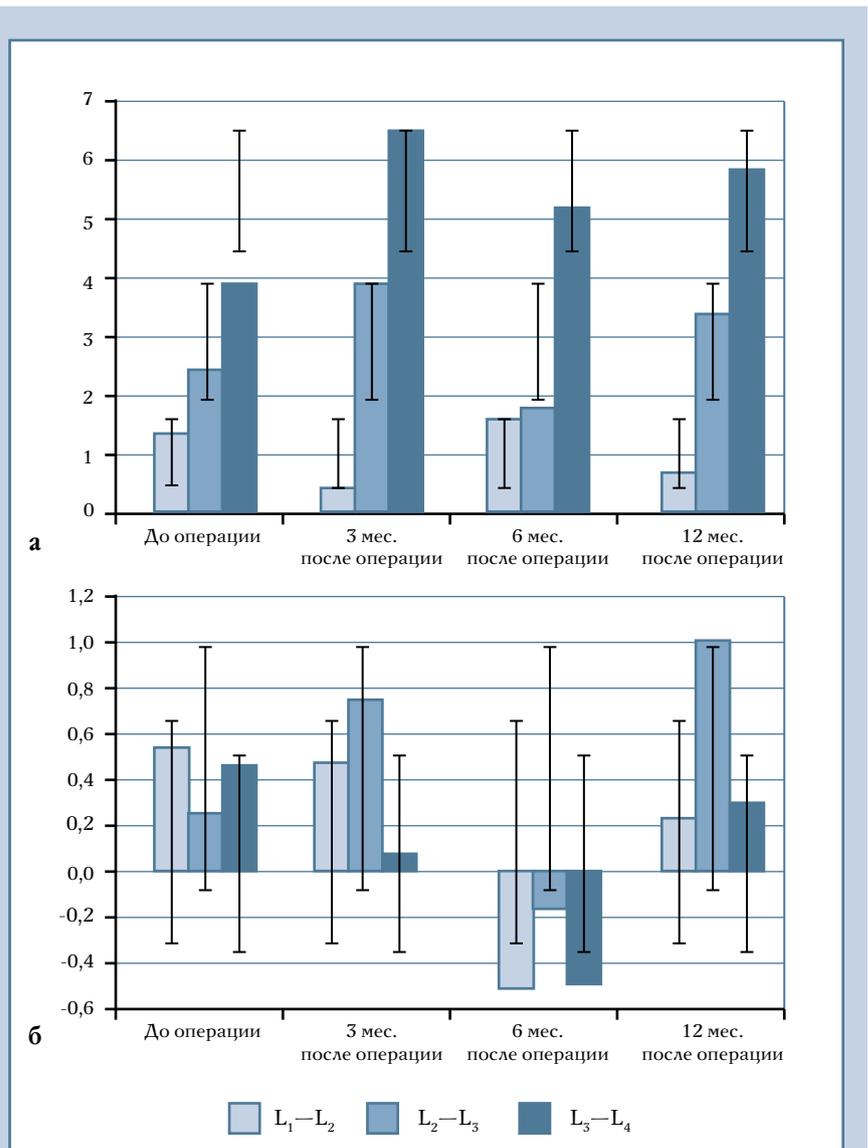


Рис. 1

Амплитуда движений поясничных сегментов, смежных с зоной спондилодеза, у пациентов с поясничным остеохондрозом при сгибании (а) и разгибании (б) позвоночника

нение двигательной стратегии может быть связано с изменением коактивации мышц-антагонистов (сгибателей и разгибателей туловища) [21] либо с изменением последовательности активации синергистов – грудной и поясничной части мышцы-выпрямителя спины, квадратной мышцы поясницы [30, 39].

Обсуждение

Изменение кинематики поясничных сегментов после инструментального спондилодеза может быть связано с адаптацией к изменению вертикальной позы вследствие реценстрирования позиционных параметров сагиттального позвоночно-тазового баланса [22, 29, 44], а также с компенсацией движений, утраченных

в артродезированных сегментах [28, 44], причем перераспределение движений происходит на всех уровнях проксимальнее спондилодеза [1, 33].

Одним из последствий инструментального спондилодеза является достоверное увеличение торсионных нагрузок [29] и угловых движений суставных фасеток [12, 29] в сегменте, смежном с зоной спондилодеза. При условии сохраненного поясничного лордоза разгибательный момент в нем может быть уравновешен силами компрессии в заднем фиксирующем устройстве (дистальные сегменты) и силами напряжения в передней продольной связке и передней части фиброзного кольца диска (проксимальные сегменты) [44]. При гиполордотической установке артродезированных сегментов возрастают силы сдвига и компрессии на уровне задней конструкции [44] и дуги позвонка на смежном уровне [44, 47], наименее выраженные при заднем двустороннем боковом спондилодезе [25].

Указанные биомеханические изменения могут индуцировать ранние дегенеративные изменения в сегмен-

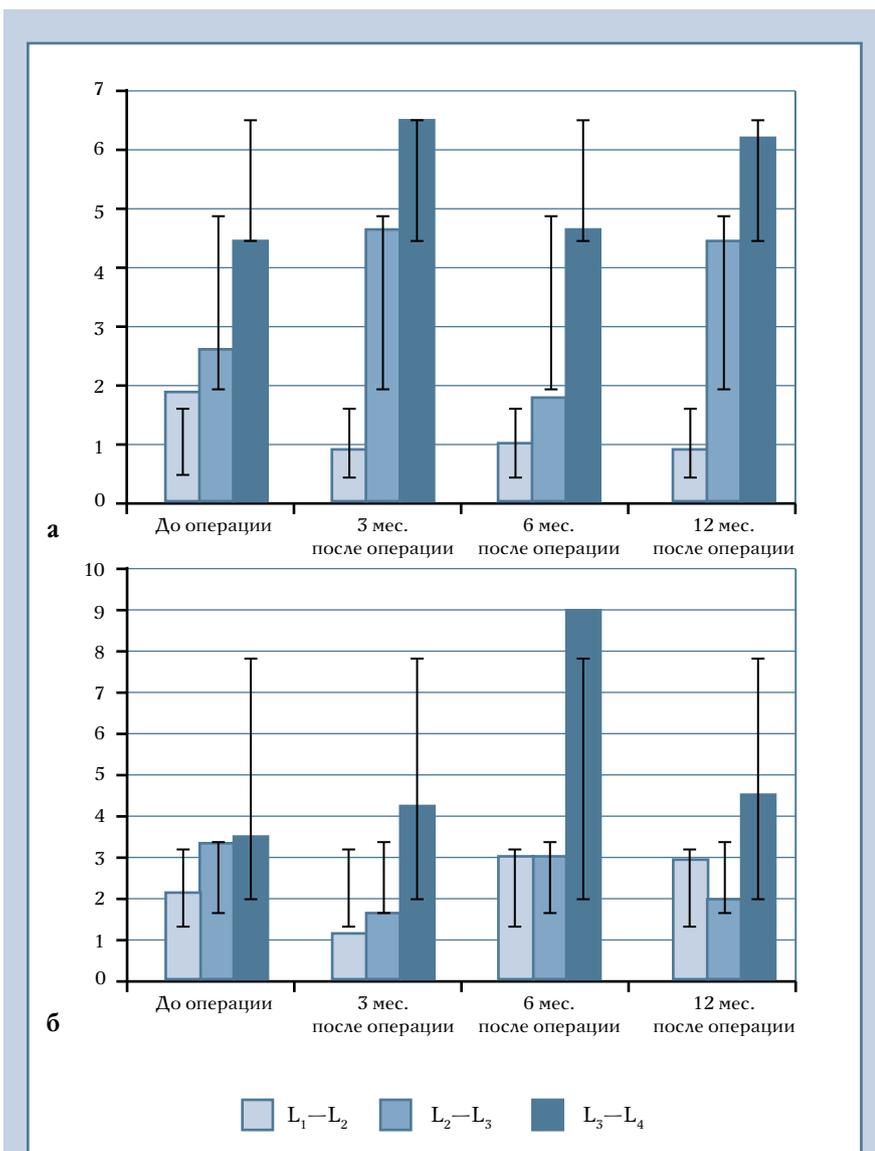


Рис. 2

Диапазон движений поясничных сегментов, смежных с зоной спондилодеза, у пациентов с поясничным остеохондрозом (а) и дегенеративным поясничным спондилолистезом (б) при сагиттальных движениях позвоночника



Рис. 3

Миофиксация поясничного отдела позвоночника при сгибании (а) и разгибании (б)

тах, смежных с артродезированными, с развитием в отдаленном послеоперационном периоде клинически значимой болезни смежного сегмента [1, 2, 5, 6, 9, 23, 40, 44]. Следует отметить отсутствие корреляции между рентгенологическими признаками дегенерации краниального смежного (с зоной спондилодеза) сегмента и клиническими результатами хирургического лечения [31].

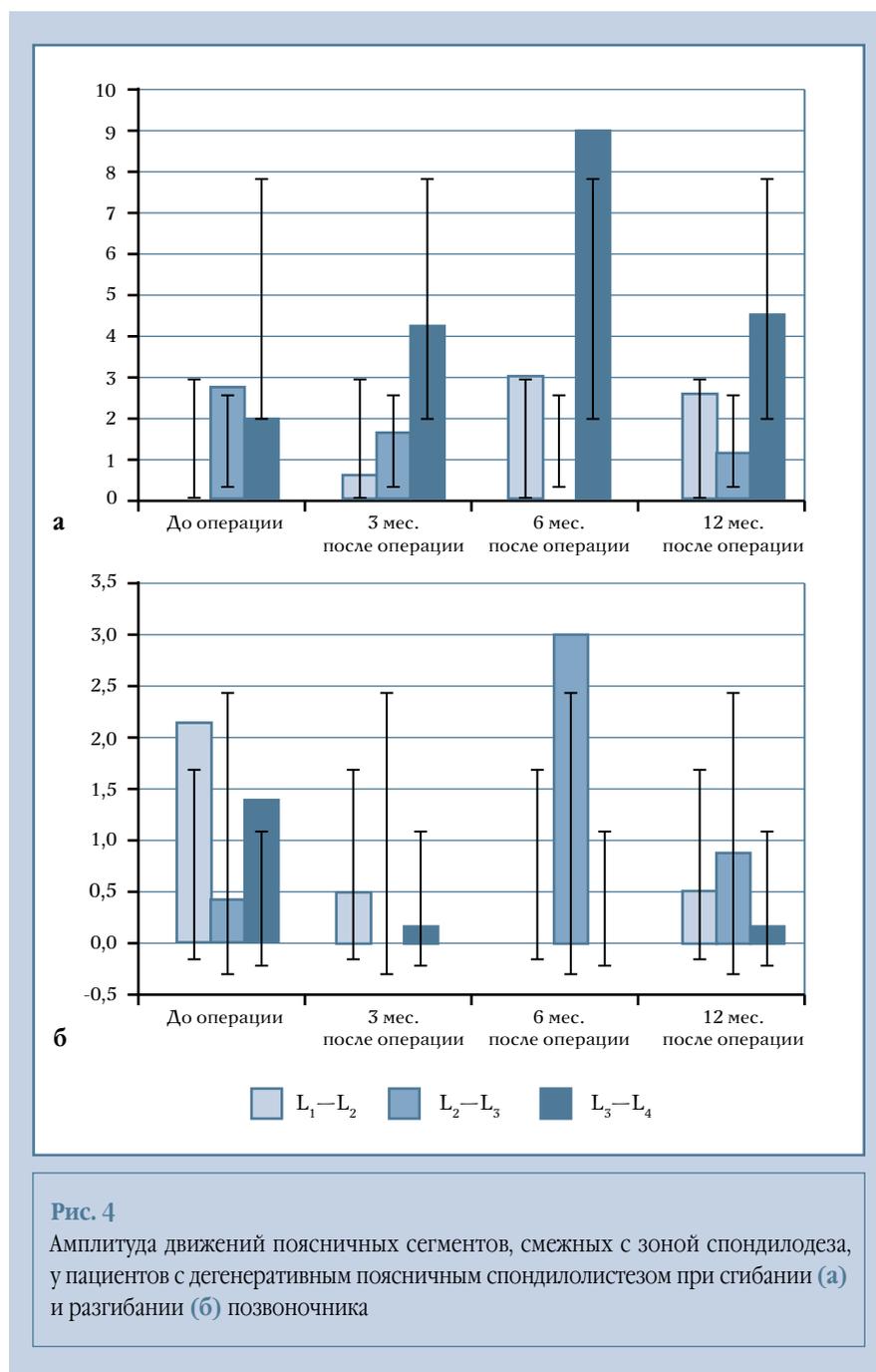
Увеличение торсионных и сдвиговых сил, действующих на проксимальных неартродезированных уровнях, как и их послеоперационная компенсаторная гипермобильность, продуцируют напряженно-деформированное состояние позвоночных сегментов и изменение натяжения связок и мышц. В условиях гиполордоза возрастают также тракционные нагрузки на задние элементы позвоночника, включая паравертебральные мышцы [19]. Дополнительное перенапряжение создают и миотонические силы, отсутствующие болевым синдромам. В такой ситуации происходит модуляция связочно-мышечного рефлекса и афферентных сигналов от периферических тензо- и механорецепторов, что может изменять амплитуду и время мышечной активации, приводя к мышечной дискоординации и искажению паттернов эфферентных мышечных ответов [32]. Изменение активации мышечных рецепторов, играющих главную роль в ощущении позиции сустава [38], и послеоперационная биомеханическая недостаточность многораздельных мышц [7] могут проявляться репозиционными ошибками (ошибками направления) движений позвоночника [4].

В нашем исследовании имеются определенные ограничения. Группы В (поясничный остеохондроз) и С (дегенеративный поясничный спондилолистез) отличаются по возрасту ($33,4 \pm 4,8$ года и $55,4 \pm 7,8$ года соответственно). Более старший возраст пациентов группы С может влиять на изменение конфигурации сагиттального контура позвоночника вследствие развития инволютивного кифоза. Однако в данном исследовании нас

интересовала не столько величина деформации пояснично-крестцового отдела позвоночника, сколько факт ее наличия.

Характер перемещений позвоночных сегментов в данной работе определялся не традиционным рентгенометрическим методом на боковых спондилограммах, а с использованием электромеханического компьютеризованного гониометра, регистри-

ровавшего контур кожи над позвоночным столбом в сагиттальной плоскости при динамических движениях (сгибание/разгибание). Однако и метод лучевой диагностики диапазона движений позвоночных сегментов имеет определенные ограничения, связанные с суточной вариабельностью мобильности позвоночника [15], неспособностью надежно обнаруживать аномальные движения сегментов



и вариабельностью усилий пациентов в процессе выполнения двигательных задач [1, 20]. В этой связи определение динамических профилей движения с использованием рентгенокинематографии, флюороскопии *in vivo* [2] предпочтительнее. Определенными преимуществами обладают и методы неинвазивной оценки движений позвоночника с компьютеризированными системами анализа (Fastrak, Isotrak, ZEBRIS CMS, Spine Mouse), позволяющие отслеживать и непрерывно записывать изменения кривиз-

ны позвоночника не только в диапазоне тестирования движений, но и в процессе выполнения усложненных двигательных задач, например движения с отягощением [13, 48].

Заключение

До операции у пациентов с поясничным остеохондрозом и дегенеративным поясничным спондилолистезом наблюдались уменьшение глубины поясничного лордоза и вертикализация крестца по типу деген-

еративной деформации flat back в сочетании с существенным уменьшением экскурсии поясничного отдела позвоночника. Улучшение сагиттального контура позвоночника после хирургического лечения не привело к значимому улучшению кинематики поясничных сегментов, на всех этапах послеоперационного периода наблюдались некорректные паттерны движения вследствие неустраненных миотонических реакций и неадекватных двигательных стратегий.

Литература

- Auerbach JD, Jones KJ, Milby AH, et al. Segmental contribution toward total lumbar range of motion in disc replacement and fusions: a comparison of operative and adjacent levels. *Spine*. 2009;34:2510–2517. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181af2622.
- Auerbach JD, Wills BP, McIntosh TC, et al. Evaluation of spinal kinematics following lumbar total disc replacement and circumferential fusion using *in vivo* fluoroscopy. *Spine*. 2007;32:527–536.
- Bastian L, Lange U, Knop C, et al. Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study. *Eur Spine J*. 2001;10:295–300.
- Brumagne S, Cordo P, Lysens R, et al. The role of paraspinous muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*. 2000; 25:989–994.
- 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.
- Chen WJ, Lai PL, Chen LH. Adjacent instability after instrumented lumbar fusion. *Chang Gung Med J*. 2003;26:792–798.
- Chen WJ, Lai PL, Tai CL, et al. The effect of sagittal alignment on adjacent joint mobility after lumbar instrumentation – a biomechanical study of lumbar vertebrae in a porcine model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19:763–768.
- 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.
- Chow DH, Luk KD, Evans JH, et al. Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. *Spine*. 1996;21:549–555.
- Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. *Instr Course Lectures*. The American Academy of Orthopaedic Surgeons. 1948;5:261–275.
- Cosette JW, Farfan HF, Robertson GH, et al. The instantaneous center of rotation of the third lumbar vertebral joint. *J Biomech*. 1971;4:149–153.
- Dekutoski MB, Schendel MJ, Ogilvie JW, et al. Comparison of *in vivo* and *in vitro* adjacent segment motion after lumbar fusion. *Spine*. 1994;19:1745–1751.
- Dolan P, Earley M, Adams MA. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *J Biomech*. 1994;27:1237–1248.
- Duval-Beaupere G, Schmidt C, Cosson PH. A barycentric study of the sagittal shape of the spine and pelvis: the conditions required for an economic position. *Ann Biomed Eng*. 1992;20:451–462.
- Ensink FB, Saur PM, Frese K, et al. Lumbar range of motion: influence of time of day and individual factors on measurements. *Spine*. 1996;21:1339–1343.
- Esses SI, Doherty BJ, Crawford MJ, et al. Kinematic evaluation of lumbar fusion techniques. *Spine*. 1996;21:676–684.
- Glassman SD, Berven S, Bridwell K, et al. Correlation of radiographic parameters and clinical symptoms in adult scoliosis. *Spine*. 2005;30:682–688.
- Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, et al. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine*. 2005;30:2024–2029.
- Goldstein JA, Macenski MJ, Griffith SL, et al. Lumbar sagittal alignment after fusion with a threaded interbody cage. *Spine*. 2001;26:1137–1142.
- Harada M, Abumi K, Ito M, et al. Cineradiographic motion analysis of normal lumbar spine during forward and backward flexion. *Spine*. 2000;25:1932–1937.
- Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13:361–370.
- Kim MK, Lee SH, Kim ES, et al. The impact of sagittal balance on clinical results after posterior interbody fusion for patients with degenerative spondylolisthesis: a pilot study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2011;12:69. doi: 10.1186/1471-2474-12-69.
- Kim HJ, Moon SH, Chun HJ, et al. Comparison of mechanical motion profiles following instrumented fusion and non-instrumented fusion at the L4–5 segment. *Clin Invest Med*. 2009;32:E64–E69.
- Lazennec JY, Ramare S, Arafati N, et al. Sagittal alignment in lumbosacral fusion: relations between radiological parameters and pain. *Eur Spine J*. 2000;9:47–55.
- Lee CK, Langrana NA. Lumbosacral spinal fusion. A biomechanical study. *Spine*. 1984;9:574–581.
- Le Huec JC, Charosky S, Barrey C, et al. Sagittal imbalance cascade for simple degenerative spine and consequences: algorithm of decision for appropriate treatment. *Eur Spine J*. 2011;20 Suppl 5:699–703. doi: 10.1007/s00586-011-1938-8.
- Mac-Thiong JM, Transfeldt EE, Mehdod AA, et al. Can c7 plumbline and gravity line predict health related quality of life in adult scoliosis? *Spine*. 2009;34:E519–E527. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181a9c7ad.
- Morishita Y, Ohta H, Naito M, et al. Kinematic evaluation of the adjacent segments after lumbar instrumented surgery: a comparison between rigid fusion and dynamic non-fusion stabilization. *Eur Spine J*. 2011;20:1480–1485. doi: 10.1007/s00586-011-1701-1.
- Nagata H, Schendel MJ, Transfeldt EE, et al. The effects of immobilization of long segments of the spine

- on the adjacent and distal facet force and lumbosacral motion. *Spine*. 1993;18:2471–2479.
30. **Nelson-Wong E, Alex B, Csepe D, et al.** Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012;27:994–998. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.07.007.
 31. **Okuda S, Iwasaki M, Miyauchi A, et al.** Risk factors for adjacent segment degeneration after PLIF. *Spine*. 2004;29:1535–1540.
 32. **Panjabi MM.** A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J*. 2006;15:668–676.
 33. **Panjabi M, Malcolmson G, Teng E, et al.** Hybrid testing of lumbar CHARITE discs versus fusions. *Spine*. 2007;32:959–966.
 34. **Panjabi M, Yamamoto I, Oxland T, et al.** How does posture affect the coupling in the lumbar spine? *Spine*. 1989;14:1002–1011.
 35. **Pearcy M, Portek J, Shepherd J.** Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the normal spine. *Spine*. 1984;9:294–297.
 36. **Pearcy MJ.** Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1985;212:1–45.
 37. **Pearcy MJ, Tibrewal SB.** Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine*. 1984;9:582–587.
 38. **Pedersen J, Ljubisavljevic M, Bergenheim M, et al.** Alterations in information transmission in ensembles of primary muscle spindle afferents after muscle fatigue in heteronymous muscle. *Neuroscience*. 1998;84:953–959.
 39. **Phillips S, Mercer S, Bogduk N.** Anatomy and biomechanics of quadratus lumborum. *Proc Inst Mech Eng H*. 2008;222:151–159.
 40. **Rao RD, David KS, Wang M.** Biomechanical changes at adjacent segments following anterior lumbar interbody fusion using tapered cages. *Spine*. 2005;30:2772–2776.
 41. **Roussouly P, Pinheiro-Franco JL.** Sagittal parameters of the spine: biomechanical approach. *Eur Spine J*. 2011;20 Suppl 5:578–585. doi: 10.1007/s00586-011-1924-1.
 42. **Shono Y, Kaneda K, Abumi K, et al.** Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. *Spine*. 1998;23:1550–1558.
 43. **Troke M, Moore AP, Maillardet FJ, et al.** A new, comprehensive normative database of lumbar spine ranges of motion. *Clin Rehabil*. 2001;15:371–379.
 44. **Umehara S, Zindrick MR, Patwardhan AG, et al.** The biomechanical effect of postoperative hypolordosis in instrumented lumbar fusion on instrumented and adjacent spinal segments. *Spine*. 2000;25:1617–1624.
 45. **White AA, Panjabi MM.** *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. Philadelphia PA: J.B. Lippincott Company, 1990. 772 p.
 46. **Xia Q, Wang S, Passias PG, et al.** *In vivo* range of motion of the lumbar spinous processes. *Eur Spine J*. 2009;18:1355–1362. doi: 10.1007/s00586-009-1068-8.
 47. **Yang SW, Langrana NA, Lee CK.** Biomechanics of lumbosacral spinal fusion in combined compression-torsion loads. *Spine*. 1986;11:937–941.
 48. **Zhao K, Yang C, Zhao C, et al.** Assessment of non-invasive intervertebral motion measurements in the lumbar spine. *J Biomech*. 2005;38:1943–1946.

Адрес для переписки:

Колесниченко Вера Анатольевна
61024, Харьков, ул. Пушкинская, 80,
veakol@rambler.ru

Статья поступила в редакцию 03.04.2014

Владимир Александрович Радченко, д-р мед. наук, проф.; Вера Анатольевна Колесниченко, д-р мед. наук; Ма Конг, аспирант; Артем Геннадиевич Скиданов, канд. мед. наук; Константин Николаевич Литвиненко, науч. сотрудник, Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко, Харьков, Украина.

Vladimir Alexandrovich Radchenko, DMSc, Prof.; Vera Anatolyevna Kolesnichenko, MD, DMSc; Ma Cong, fellow; Artyom Gennadyevich Skidanov, MD, PhD; Konstantin Nikolayevich Litvinenko, researcher, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, Khar'kov, Ukraine.