



# АНАЛИЗ ПРИЧИН ПРОСЕДАНИЯ СОВРЕМЕННЫХ РАЗДВИЖНЫХ ТЕЛОЗАМЕЩАЮЩИХ КЕЙДЖЕЙ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ ПОВРЕЖДЕНИЙ ГРУДНОГО И ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛОВ ПОЗВОНОЧНИКА

А.Д. Ластевский, К.А. Аникин, Ш.А. Ахметьянов, Н.Н. Борисов, Л.Е. Кучук, Ж.А. Назаров, В.В. Рерих

Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивяни, Новосибирск, Россия

**Цель исследования.** Анализ причин проседания современных телозамещающих опорных кейджей в раннем послеоперационном периоде при хирургическом лечении повреждений грудопоясничного отдела позвоночника.

**Материал и методы.** Ретроспективно оценены данные 46 пациентов, оперированных в одну хирургическую сессию по поводу нестабильных повреждений грудопоясничного отдела позвоночника в объеме циркулярной стабилизации с использованием раздвижного телескопического телозамещающего кейджа. Оценили проседание кейджа по степени в соответствии с критериями Marchi et al.: внедрение имплантата в тело смежного краинального или каудального позвонка на 25 % — 1-я степень, 25–50 % — 2-я степень, 50–70 % — 3-я степень, 75–100 % — 4-я степень. Выполнили сравнительную оценку демографических, клинико-рентгенологических параметров у пациентов с наличием и отсутствием проседания кейджа в течение одного года после операции.

**Результаты.** Проседание имплантата у 76,5 % (n = 13) выявлено в момент проведения операции, у 23,5 % (n = 4) — через 4 мес. на амбулаторном приеме. Преобладало проседание в краинальное тело (76,5 %, n = 13). Передняя/задняя этапность операции в сочетании с остеопенией и остеопорозом доминирует в группе исследования (83,3 %; n = 10). Такие количественные параметры, как возраст, сегментарный угол, показатели ROI (интересующей области) в НИ, индекс площади контакта поверхностей, а также качественные параметры (женский пол, период травмы, ее низкоэнергетический характер), имели статистически значимые различия в группах исследования и контроля ( $p < 0,05$ ). Аугментация винтов и протяженность фиксации не влияли на формирование проседания, но имеют связь с его величиной.

**Заключение.** Применение современных раздвижных телозамещающих кейджей при реконструкции передней колонны позвоночника приводит в ряде случаев к их проседанию. Возраст пациента, женский пол, сниженная плотность костной ткани, площадь контакта имплантат/кость, передняя/задняя стабилизация и поздний период травмы значимо влияют на формирование проседания при применении раздвижных телозамещающих имплантатов. Отношение средней площади контакта поверхности имплантата и замыкающей пластинки тела позвонка менее 0,4 является перспективным с точки зрения прогнозирования проседания показателем, требующим дальнейшего изучения.

**Ключевые слова:** вентральный спондилодез; реконструкция передней колонны; телозамещающий имплантат; Hydrolift; раздвижной кейдж; спондилодез 360°; циркулярная стабилизация; проседание имплантата; имплантат-ассоциированные механические осложнения; дистрагируемый кейдж.

Для цитирования: Ластевский А.Д., Аникин К.А., Ахметьянов Ш.А., Борисов Н.Н., Кучук Л.Е., Назаров Ж.А., Рерих В.В. Анализ причин проседания современных раздвижных телозамещающих кейджей при хирургическом лечении повреждений грудного и поясничного отделов позвоночника // Хирургия позвоночника. 2025. Т. 22, № 4. С. 6–18. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2025.4.6-18>

ANALYSIS OF THE CAUSES OF SUBSIDENCE OF MODERN EXPANDABLE CAGES FOR VERTEBRAL BODY REPLACEMENT IN THE SURGICAL TREATMENT OF THORACOLUMBAR SPINE INJURIES

A.D. Lastevskiy, K.A. Anikin, Sh.A. Akhmetyanov, N.N. Borisov, L.E. Kuchuk, Zh.A. Nazarov, V.V. Rerikh  
Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan Novosibirsk, Russia

**Objective.** To analyze the causes of subsidence of modern support cages for vertebral body replacement in the early postoperative period after surgical treatment of thoracolumbar spine injuries.

**Material and Methods.** A retrospective analysis of the data of 46 patients operated on in a single surgical session for unstable injuries of the thoracolumbar spine using a telescopic extendable vertebral body cage was performed. The degree of cage subsidence was assessed according to the criteria of Marchi et al.: penetration of the implant into the body of the adjacent cranial or caudal vertebral by 25% — grade 1,

25–50% – grade 2, 50–70% – grade 3, 75–100% – grade 4. A comparative assessment of demographic, clinical, and radiographic parameters was performed in patients with and without cage subsidence within one year after surgery.

**Results.** Implant subsidence was detected in 76.5% ( $n = 13$ ) of patients intraoperatively and in 23.5% ( $n = 4$ ) after 4 months during an out-patient appointment. Subsidence into the cranial body prevailed (76%,  $n = 13$ ). The anterior/posterior sequence of surgery stages combined with osteopenia and osteoporosis dominated in the study group (83.3%,  $n = 10$ ). Quantitative parameters such as age, segmental angle, ROI in HU, surface contact area index, as well as qualitative parameters such as female gender, period of injury, and its low-energy nature had statistically significant differences between the study and control groups ( $p < 0.05$ ). The augmentation of the screws and the length of fixation did not affect the formation of subsidence, but were associated with its magnitude.

**Conclusion.** The use of modern expandable body replacement cages for reconstruction of the anterior spinal column leads to their subsidence in some cases. Patient age, female gender, reduced bone density, the area of the bone-implant contact, anterior/posterior stabilization, and the late period of injury significantly affect the formation of subsidence when using expandable vertebral body replacement cages. A mean implant-to-vertebral endplate contact area ratio of less than 0.4 is a promising predictor of subsidence which requires further study.

**Key Words:** anterior fusion; anterior column reconstruction; vertebral body implant; Hydrolift; expandable cage; 360° fusion; circumferential stabilization; implant subsidence; implant-associated mechanical complications; distractible cage.

Please cite this paper as: Lastevskiy AD, Anikin KA, Akhmetyanov ShA, Borisov NN, Kuchuk LE, Nazarov ZhA, Rerikh VV. Analysis of the causes of subsidence of modern expandable cages for vertebral body replacement in the surgical treatment of thoracolumbar spine injuries. 2025;22(4):6–18. In Russian.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2025.4.6-18>

Передний корригирующий спондилодез в различных модификациях сохраняет свои позиции в структуре наиболее применяемых хирургических технологий в мире, в том числе при повреждениях позвоночника грудопоясничной локализации [1]. Комбинированная (передняя и задняя) хирургическая стабилизация является одной из актуальных опций при лечении нестабильных повреждений позвоночника и их последствий [2, 3]. В Европейские рекомендательные протоколы по лечению переломов грудопоясничной локализации, созданные немецкой ассоциацией травматологов-ортопедов DGOU [2], внесены морфологические модификаторы (степень разрушения тела позвонка, степень повреждения межпозвонкового диска), которые предполагают переднюю реконструкцию при наличии показаний при типах A2, A3, A4, B2, C по AO/Spine.

Классификация остеопоротических переломов OF и внедренная коллективом немецких авторов из DGOU стратегия лечения постулируют применение реконструкции передней колонны при переломах типов OF 4 и OF 5 с применением опорных телозамещающих имплантатов [4]. Она применима при грубых нередуцируемых коллапсах тела позвонка, в том числе при трехколонных нестабильных повреждениях. По мнению

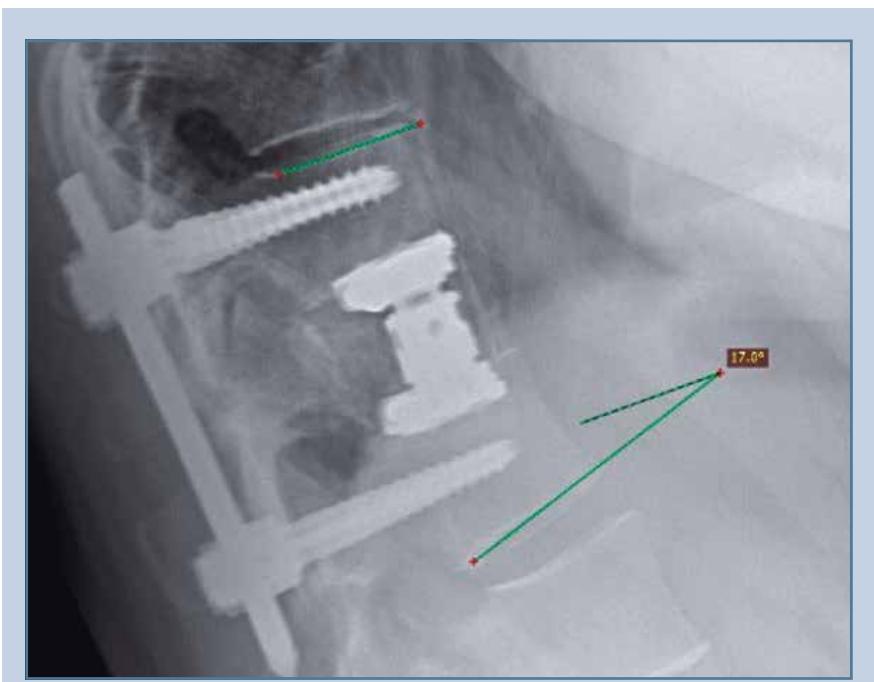
Spiegl et al. [5], комбинированная стабилизация 360° показана пожилым пациентам с острой или подострой травмой и выраженным разрушением задней стенки тела позвонка, а также пациентам с грубым сегментарным кифозом более 20°.

Предметом дискуссий в научной литературе остаются очередность выполнения этапов операции (передний–задний, задний–передний), протяженность задней фиксации, объем резекции тела позвонка, способы укрепления первичной прочности фиксации погружных конструкций, а также целесообразность применения технологии телозамещения при остеопорозе [2, 6]. За последние два десятилетия значительно изменилось отношение к биомеханике передней фиксации. Эволюция передних фиксирующих имплантатов прослеживается от простых сетчатых статических кейджей до современных раздвижных телескопических систем, позволяющих осуществить реконструкцию высоты передней колонны максимально щадящим способом, обеспечив достаточную первичную стабильность фиксации и опорность на весь период формирования межтелевого костного блока [7–9]. С биомеханической точки зрения несущая способность (load bearing) и способность к распределению нагрузки (load sharing) у раздвижных телозамещающих имплан-

татов значительно выше, чем у статических (сетчатых) [9]. В публикациях акцентируется внимание на высоких клинических и рентгенологических показателях эффективности применения раздвижных телозамещающих имплантатов при хирургической реконструкции передней опорной колонны по поводу повреждений позвоночника [6, 7, 10].

Весьма оптимистичные ранние публикации, посвященные клиническим и рентгенологическим исходам лечения с применением телозамещающих имплантатов [11], сменились достаточно критическими исследованиями, свидетельствующими о необходимости совершенствования данной технологии [12, 13]. Серьезным препятствием для хирурга является снижение минеральной плотности костной ткани (МПКТ) позвонков, что существенно осложняет достижение поставленных целей во время операции [14]. В 30–80 % случаев сохраняется неудовлетворенность результатами лечения в связи с механическими осложнениями в виде проседания имплантата в тела смежных позвонков (cage subsidence), при этом величина проседания составляет от 2 до 7 мм [7, 10, 12, 14] (рис. 1).

Последствия проседания имплантата могут варьировать от асимптомной потери высоты сегмента и уменьшения сегментарного индекса до суже-



**Рис. 1**  
Проседание раздвижного кейджа в каудальное тело позвонка

ния межпозвонкового отверстия, фораминального стеноза, развития сагиттального пояснично-тазового дисбаланса и формирования псевдоартроза [15]. Разработки, направленные на создание спинальных межтепловых имплантатов с оптимальными биомеханическими фиксирующими свойствами, непрерывно ведутся во многих вертебрологических научно-исследовательских центрах. Публикации, посвященные эффективности применения раздвижных опорных телозамещающих имплантатов при повреждениях грудопоясничной локализации, противоречивы [16]. Кроме того, в современной литературе мало исследований, посвященных изучению проседания. Вопросы прогнозирования проседания телозамещающих опорных имплантатов остаются открытыми.

Цель исследования – анализ причин проседания современных телозамещающих опорных кейджей в раннем послеоперационном периоде при хирургическом лечении повреж-

дений грудопоясничного отдела позвоночника.

Дизайн исследования: ретроспективное моноцентровое исследование типа «случай–контроль» [17].

### Материал и методы

В исследование включены пациенты, прооперированные в 2018–2022 гг. в ФГБУ ННИИТО им. Я.Л. Цивяни Минздрава России по поводу нестабильных повреждений грудопоясничной локализации. Критерии включения в исследование: взрослые пациенты с неосложненными повреждениями позвоночника в анамнезе, которым выполнена циркулярная инструментальная стабилизация с применением транспедикулярной конструкции и переднего раздвижного телозамещающего имплантата гидравлического типа, относящегося к современным динамическим телозамещающим имплантатам. Критерии исключения: повреждения позвоночника на фоне DISH-синдрома, анкилозирующего спондилоартрита, новообразований

и инфекционных поражений, возраст младше 15 лет.

По механизму травмы в общей выборке ( $n = 46$ ) пациенты распределились следующим образом: дорожно-транспортные происшествия – 13,0 % ( $n = 6$ ), кататравма – 39,1 % ( $n = 18$ ), падение с высоты роста – 26,0 % ( $n = 12$ ), подъем тяжести – 2,2 % ( $n = 1$ ), иные механизмы травмы – 9,5 % ( $n = 9$ ). Выборка представлена в 71,7 % случаев переломами позвоночника ( $n = 33$ ), в 13,0 % ( $n = 6$ ) – посттравматическими кифозами, в 15,2 % ( $n = 7$ ) – аваскулярными остеонекрозами тел позвонков на фоне предсуществующей травмы. В 93,4 % случаев ( $n = 43$ ) корпэктомию выполняли на уровнях Th<sub>12</sub>, L<sub>1</sub> и L<sub>2</sub>. В структуре повреждений преобладали взрывные переломы по AO/Spine [18] типов A4/A3 – 89,1 % случаев ( $n = 41$ ). Пациенты были ранжированы по давности спинальной травмы: в остром периоде (до 3 недель) прооперированы 54,3 % ( $n = 25$ ), в промежуточном периоде (от 3 недель до 3 мес.) – 21,7 % ( $n = 10$ ), в позднем периоде (более 3 мес.) – 21,9 % ( $n = 11$ ). По этанности доступов при хирургическом вмешательстве были выделены три группы: передний/задний (V/D) – 63,0 % ( $n = 29$ ), задний/передний (D/V) – 26,1 % ( $n = 12$ ), задний/передний/задний (D/V/D) – 10,9 % ( $n = 5$ ).

В ходе анализа из общей выборки ( $n = 46$ ) выделена группа исследования (1-я группа;  $n = 17$ ) с рентгенологическими признаками проседания телозамещающего кейджа. Критериями оценки стали следующие признаки: внедрение имплантата в тело смежного краниального и/или каудального позвонка на 25 % высоты диска – 0 степень, 25–50 % – 1-я степень, 50–70 % – 2-я степень, 75–100 % – 3-я степень [19]. Остальные пациенты из выборки вошли в группу контроля (2-я группа;  $n = 29$ ).

В группе исследования преобладали женщины (4 : 13), в группе контроля – мужчины (16 : 13). Возраст в группах статистически значимо различался и составил 57 [52; 65] лет и 44 [35; 52] года соответственно ( $p = 0,007$ ; табл. 1).

Таблица 1

Межгрупповое сравнение клинических и рентгенологических количественных параметров в группах исследования, Мe [Q1; Q2]

Параметры	Общая выборка (n = 46)	1-я группа (n = 17)	2-я группа (n = 29)	U-критерий Манна – Уитни; p-уровень; 1-я vs. 2-я группа
Возраст, лет	50 [36; 60]	57 [52; 65]	44 [35; 52]	0,007
Длительность госпитализации, сут	14 [12; 17]	14 [12; 15]	14 [12; 18]	0,64
Давность травмы, сут	24,5 [9; 90]	32,0 [10; 163]	18,0 [9; 63]	0,21
Время операции, мин	147,5 [130; 175]	135,0 [125; 160]	155,0 [140; 180]	0,1
Кровопотеря, мл	200 [150; 300]	200 [150; 350]	250 [150; 300]	0,77
Бисегментарный угол до операции, град.	17,0 [10; 22]	17,0 [12; 22]	17,0 [10; 22]	0,60
Бисегментарный угол после операции, град.	4,5 [7; 0]	5,0 [7; 1]	4,0 [7; 0]	0,86
Бисегментарный угол 4 мес., град.	3,0 [0,5; 5,5]	5,0 [3; 10]	2,0 [0; 4]	0,005
Бисегментарный угол 8 мес., град.	1,5 [0; 5,5]	4,0 [1; 10]	0,0 [0; 5]	0,12
Высота передняя до операции, мм	25,0 [17; 28]	23,0 [15; 28]	26,0 [20; 28]	0,53
Высота задняя до операции, мм	29,5 [26; 34]	29,0 [23; 31]	31,0 [27; 35]	0,24
Высота передняя после операции, мм	35,5 [30; 43]	32,0 [27; 39,5]	36,5 [34; 43]	0,07
Высота задняя после операции, мм	34,0 [29; 38]	30,5 [27,5; 35]	35,0 [32; 39]	0,004
ROI краинальное тело до операции	133,5 [99; 181]	99,0 [72; 116]	143,0 [126; 192]	0,001
ROI каудальное тело до операции	116,0 [95; 161]	95,0 [62; 103]	136,0 [110; 169]	0,009
Проседание после операции, мм	—	2 [2; 3]	—	—
Проседание через 4 мес., мм	—	4 [3; 6]	—	—
Проседание через 8 мес., мм	—	5 [3; 6]	—	—
Проседание через 12 мес., мм	—	5 [3; 7]	—	—
Площадь контакта поверхностей, см <sup>2</sup>	0,50 [0,41; 0,58]	0,40 [0,34; 0,41]	0,56 [0,51; 0,60]	0,00001

При реконструкции передней колонны всем пациентам выполняли передний бисегментарный спондилодез аутокостными трансплантатами из резецированных тел позвонка и ребра, которые укладывали вокруг телозамещающего кейджа. В случае выявления ригидной сегментарной кифотической деформации, что фиксировалось путем боковой рентгенографии на валике, первым этапом выполняли переднюю мобилизацию, коррекцию валиком операционного стола и передний бисегментарный спондилодез. Ригидные деформации, при которых проводили трехэтапную коррекцию, выявлены в 1-й и 2-й группах в одном и четырех случаях соответственно. В этих случаях первым этапом проводили мобилизацию на уровне костно-фиброзного сращения суставных отростков, устанавливали транспедикулярные винты, вторым этапом – реконструкцию передней колонны путем корпэктомии и телозамещения раздвижным имплантатом, завершали операцию задней фикса-

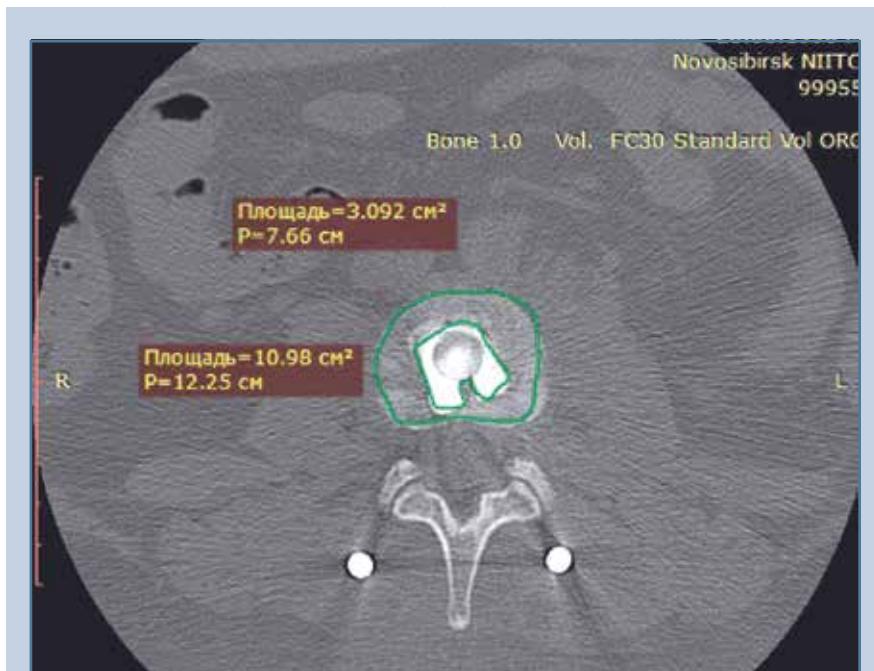


Рис. 2

Измерение площади поверхности концевой площадки имплантата и площади замыкающей пластиинки тела позвонка на уровне краинального позвонка

Таблица 2

Степень проседания в тела смежных позвонков по Marchi et al. [19], % (n)

Степень по Marchi	Краниальное проседание	Каудальное проседание
0	11,8 (2)	—
1	29,4 (5)	5,9 (1)
2	5,9 (1)	5,9 (1)
3	29,4 (5)	11,8 (2)

Таблица 3

Межгрупповое сравнение ранговых параметров

Параметры	1-я группа (n = 17)	2-я группа (n = 29)	р-уровень (Хи-квадрат)
Пол			
Мужчины	23,5 % (4)	55,2 % (16)	0,03
Женщины	76,5 % (13)	44,8 % (13)	
Этапность операции			
Передняя/задняя	70,6 % (12)	58,6 % (17)	0,63
Задняя/передняя	23,5 % (4)	27,6 % (8)	
Задняя/передняя/задняя	5,9 % (1)	13,8 % (4)	
Механизм травмы			
Дорожно-транспортное происшествие	0	20,7 % (6)	0,03
Кататравма	23,5 % (4)	48,3 % (14)	
Подъем тяжестей	5,9 % (1)	0	
Падение с высоты роста	41,2 % (7)	17,2 % (5)	
Иной механизм травмы	29,4 % (5)	14,0 % (4)	
Протяженность фиксации			
Короткосегментарная	65,0 % (11)	69,0 % (20)	0,76
Длинносегментарная	35,3 % (6)	31,0 % (9)	
Период травмы			
Острый	41,2 % (7)	62,0 % (18)	0,30
Промежуточный	23,5 % (4)	21,0 % (6)	
Поздний	35,3 % (6)	17,2 % (5)	
Морфология			
Травма	59,0 % (10)	79,0 % (23)	0,12
Посттравматический кифоз	11,8 % (2)	13,8 % (4)	
Остеонекроз тела позвонка	29,4 % (5)	7,0 % (2)	
Уровень корпэктомии			
Th <sub>12</sub>	53,0 % (9)	31,0 % (9)	0,40
L <sub>1</sub>	23,5 % (4)	35,0 % (10)	
L <sub>2</sub>	17,6 % (3)	27,6 % (8)	
Иные	5,8 % (1)	7,0 % (2)	
Плотность костной ткани			
T-критерий более -1	17,6 % (3)	65,5 % (19)	0,004
T-критерий от -1 до -2,5	41,2 % (7)	24,1 % (7)	
T-критерий менее -2,5	41,2 % (7)	10,3 % (3)	

цией. Степень коррекции рассчитывали исходя из предоперационной оценки данных МСКТ. Независимо от типа операции коррекцию взаимоотношений на сегменте осуществляли валиком операционного стола, дополнительную дистракцию при помощи кейджа путем его элевации не применяли, учитывая возможность повреждения замыкательных пластинок тел позвонков. Планируемую высоту межтелового промежутка рассчитывали исходя из полусуммы высот смежных сегментов. Показанием для реконструкции передней колонны являлась сумма баллов по шкале «load sharing classification» (LSC) 7 и более [20]. Мобильные деформации в «свежих» случаях оперировали первым этапом из заднего доступа, выполняли заднюю коррекцию и транспедикулярную стабилизацию. Вторым этапом в эту же хирургическую сессию проводили передний опорный спондилодез.

В обеих группах изучали демографические и эпидемиологические параметры, плотность губчатой костной ткани смежных тел позвонков по методике Zaidi et al. [21], отношение средней площади краниальной и каудальной опорных площадок кейджа к средней площади замыкательных пластинок тела позвонка: S контакта поверхности (A/B ratio, см<sup>3</sup>) [22] (рис. 2), степень проседания имплантата по Marchi [19]. Оцениваемые спондилометрические параметры представлены в табл. 1.

Интерпретацию результатов лечения проводили по рентгенологическим данным при поступлении, сразу после операции, спустя 4, 8 и 12 мес. после операции. Спондилометрические данные, соответствующие срокам 8 и 12 мес. после операции, в работе не представлены в связи с отсутствием вновь выявленных случаев проседания в указанные сроки.

**Статистический анализ.** Описательные характеристики представлены в виде медианы и первого и третьего квартилей (Me [Q1; Q3]). Для сравниваемых групп с проседанием и без

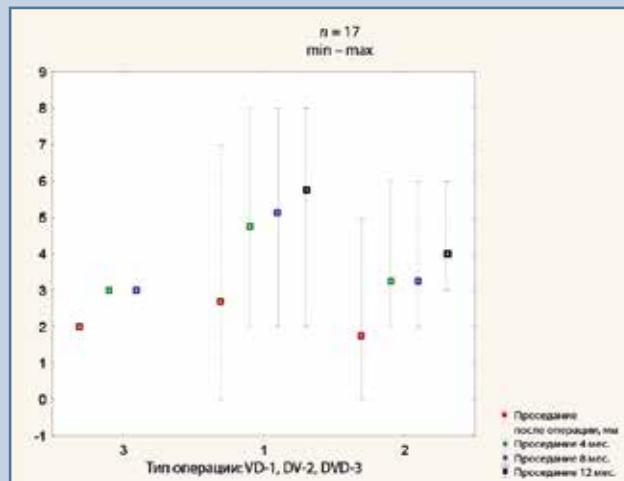


Рис. 3

Влияние этапности операции на величину проседания

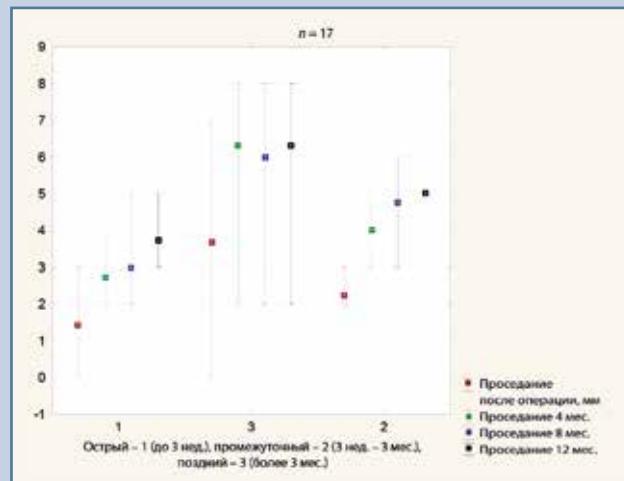


Рис. 4

Зависимость величины проседания от срока травмы

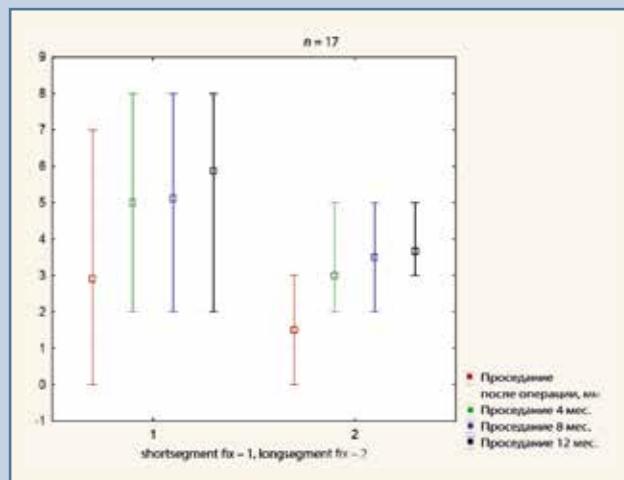


Рис. 5

Зависимость величины проседания от протяженности фиксации

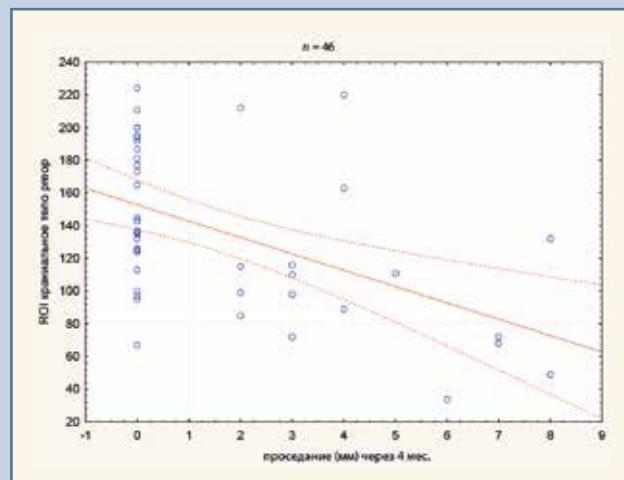


Рис. 6

Диаграмма рассеивания. Переменные: величины ROI (интересующей области) краниального тела и величина проседания

проседания имплантатов не выявлено непрерывных показателей, одновременно согласующихся с нормальным законом распределения по критерию Шапиро – Уилка, поэтому для их сравнения использовали непараметрический *U*-критерий Манна – Уитни. Для сравнения качественных номинальных, ранговых и дихотомических параметров применяли критерий Хи-квадрат. Для определе-

ния силы связи между количественными переменными рассчитывали коэффициенты корреляции Спирмена и достигнутый уровень значимости. Проверку статистических гипотез проводили при критическом уровне значимости  $p = 0,05$ , то есть различие считалось статистически значимым, если  $p < 0,05$ . Все статистические расчеты проводили в программе Statistica 12.

## Результаты

В исследуемых группах значения таких показателей, как койкодень, время операции, кровопотеря, морфология повреждения (по AO Spine), а также спондилометрические параметры, такие как высота сегмента передняя и задняя до и после операции, через 4 мес. после операции, статистически значимо не различались (табл. 1).

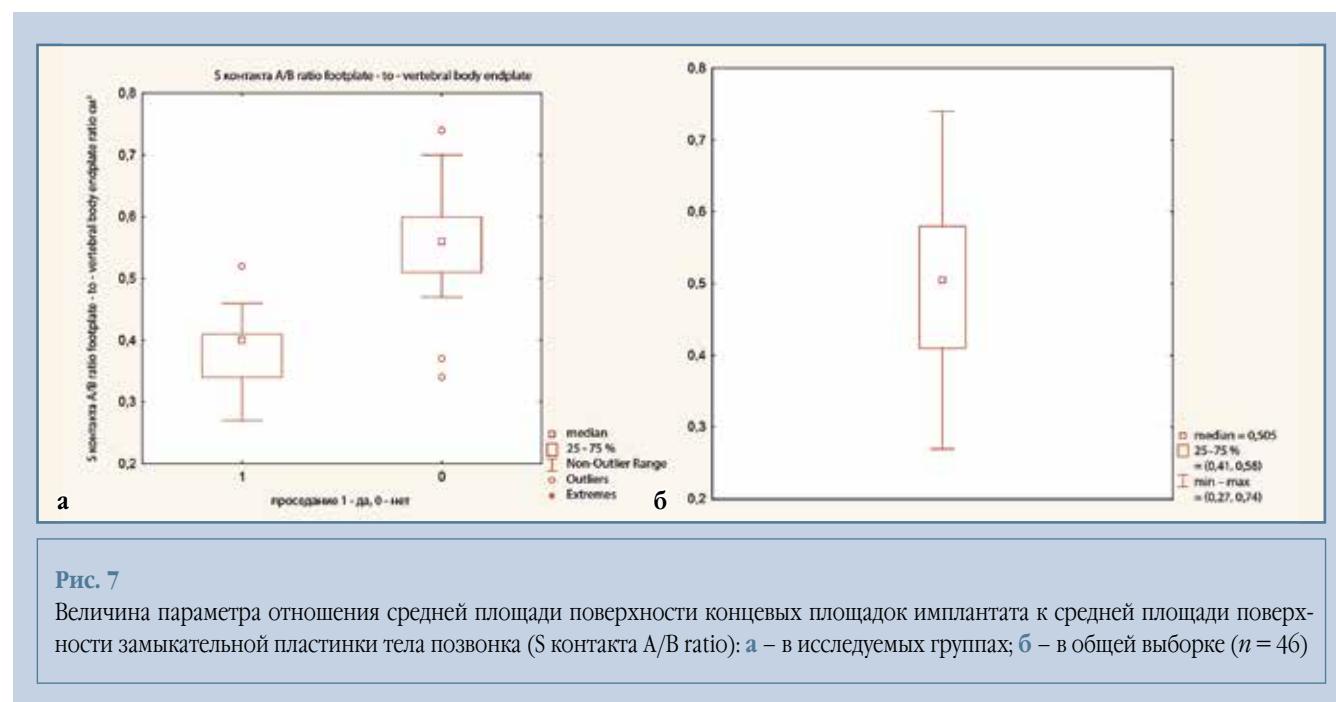


Рис. 7

Величина параметра отношения средней площади поверхности концевых площадок имплантата к средней площади поверхности замыкающей пластиинки тела позвонка (S контакт A/B ratio): **а** – в исследуемых группах; **б** – в общей выборке ( $n = 46$ )

Проседание имплантата в 1-й группе у 76,5 % ( $n = 13$ ) пациентов выявлено интраоперационно при рентгенологическом контроле после внедрения межтелевого кейджа и устранило экспензии позвоночника валиком операционного стола. У 23,5 % ( $n = 4$ ) проседание не было выявлено в пределах госпитализации и обнаружено через 4 мес. на амбулаторном приеме. Дальнейшие динамические осмотры в 8 и 12 мес. после операции не выявили дополнительных случаев проседания кейджа.

Проседание в краиниальное тело преобладало и составило 76,5 % ( $n = 13$ ) случаев. Одновременного проседания в оба тела не выявлено (табл. 2).

Как в 1-й, так и во 2-й группе преобладала этапность операции V/D (табл. 3). При этом остеопения ( $T =$  от  $-1,0$  до  $-2,5$ ) и остеопороз ( $T$ -критерий менее  $-2,5$ ) в когорте V/D выявлены в 1-й группе у 83,3 % ( $n = 10$ ) пациентов, во 2-й – у 35,2 % ( $n = 6$ ). Величина проседания при типе операции V/D достигала максимальных величин по сравнению с типами D/V и D/V/D (рис. 3).

Чаще проседание выявляли у пациентов, оперированных в остром и позднем периодах травмы (табл. 3). В остром пе-

риоде травмы превалировало деликатное проседание 2–3 мм (степень 0–1 по Marchi), в то же время все грубые проседания величиной 5–8 мм (степень 2–3 по Marchi) были выявлены в сроки до 12 мес. после операции у пациентов, оперированных в позднем периоде травмы методом V/D (рис. 3, 4).

Протяженность фиксации статистически значимо не влияет на формирование проседания (табл. 3), однако при внутргрупповом анализе определено, что имеется ее влияние на величину проседания (рис. 5).

Она в группе исследования в сроки сразу после операции, через 4 и 12 мес. имела тенденцию к прогрессированию и составила 2 [2; 3], 4 [3; 6], 5 [3; 6], 5 [3; 7] мм соответственно. В 1-й группе у 82,4 % ( $n = 14$ ) пациентов отмечены признаки снижения МПКТ как по данным денситометрии, так и по показателю ROI в единицах HU (табл. 3). Имеется статистически значимая ( $p < 0,05$ ) корреляция выявления проседания имплантата с величиной Т-критерия. Стоит отметить, что величина ROI в краиниальных/каудальных телах позвонков при межгрупповом сравнении статистически значимо различалась

(табл. 1). При внутргрупповом анализе выявлена статистически незначимая слабая корреляция величины ROI краиниальных и каудальных тел позвонков и степени проседания позвонков в срок 4 мес. (табл. 4, рис. 6). Фактор «давность травмы» показал высокую статистически значимую положительную корреляцию со степенью проседания (табл. 4).

Показательным является критерий, представляющий собой отношение средней площади контакта концевых площадок кейджа к средней площади замыкающих пластинок тела позвонка, величина которого в 1-й и 2-й группах составила 0,40 [0,34; 0,41] и 0,56 [0,51; 0,60] соответственно ( $p < 0,001$ ; рис. 7, табл. 1).

При помощи теста ранговой корреляции Спирмена обнаружена статистически значимая ( $p < 0,001$ ) обратная корреляция ( $\rho = 0,5–0,9$ ) величин параметров S контакт A/B ratio и проседания имплантата (мм) сразу после операции и через 4 мес. (табл. 5, рис. 8). Значимой корреляции со спондилометрическими показателями при этом не обнаружено. Вероятно, это связано с малым объемом выборки.

Изменения спондилометрических показателей после операции име-

Таблица 4

Корреляция проседания и количественных параметров

Параметры	Тест ранговой корреляции Спирмена (проседание через 4 мес.)
ROI (интересующая область) краинального тела до операции	-0,33
Проседание через 4 мес.	1,00
ROI (интересующая область) каудального тела до операции	-0,38
Возраст	0,53
Койкодень	0,15
Давность травмы, сут	0,80
Кровопотеря	0,06

Значимая корреляция при  $p < 0,001$  ( $n = 17$ ).

ют статистически значимую слабую или умеренную связь с параметром «проседание» в исследуемой группе в послеоперационном периоде (табл. 6).

Сравнение параметров через 4 мес. после операции демонстрирует, что величина проседания слабоположительно влияет на величину сегментарного кифоза в послеоперационном периоде (рис. 9).

Пациенты с аугментацией винтов костным цементом в группе исследования предсказуемо преобладали

по сравнению с группой контроля: 35,3 % ( $n = 6$ ) и 3,4 % ( $n = 1$ ) соответственно. Стоит отметить, что ее вклад в профилактику проседания противоречив. У пациентов с аугментацией винтов в исследуемой группе преобладали более грубые величины проседания (рис. 10). Данный факт требует дополнительного изучения на более крупных выборках.

В группе исследования не выявлены пациенты с признаками нестабильности или нарушения целостности транспедикулярной системы, а также

с признаками остеолиза вокруг винтов в период наблюдения до 12 мес.

## Обсуждение

С течением времени в литературе накопился критический материал, посвященный причинам неудовлетворительных результатов хирургического лечения повреждений позвоночника в виде проседания имплантата в тела смежных позвонков (cage subsidence), встречаемость которого в послеоперационном периоде достигает 25–50 % [7, 23]. Средняя величина проседания в раннем послеоперационном периоде варьирует от  $5,5 \pm 2,7$  до  $9,3 \pm 5,1$  мм [7]. К основным факторам риска относят избыточную дистракцию передней колонны [7], излишний или недостаточный кюретаж замыкателевой пластины [24], недостаточный размер пятна контакта [25], сниженную МПКТ [23], недостаточное количество остеоиндуктивного материала [7], центральное расположение имплантата [26], несоответствие угла наклона концевой площадки кейджа сегментарному углу [27], короткосегментарную заднюю фиксацию [23].

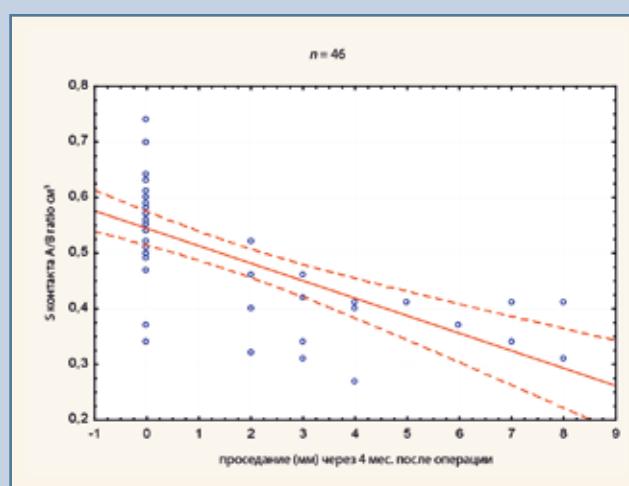


Рис. 8

Диаграмма рассеивания для параметров «S контакт A/B ratio» и «величина проседания»

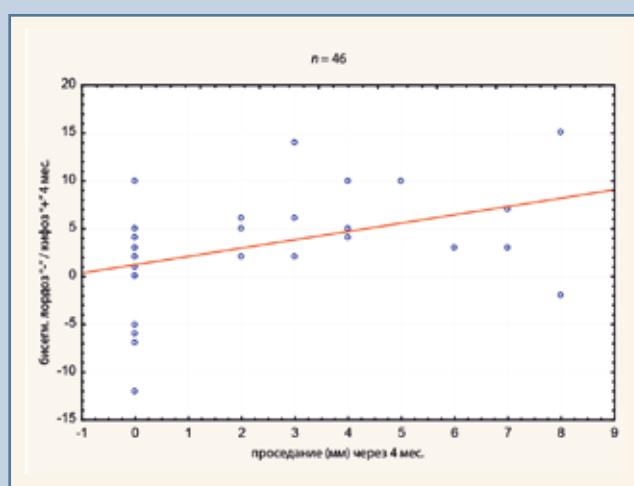


Рис. 9

Диаграмма рассеивания. Переменные: сегментарный кифоз/лордоз и величина проседания через 4 мес. после операции

Таблица 5

Сила связи между площадью контакта поверхностей ( $S$  контакта A/B ratio), спондилометрическими параметрами и проседанием

Параметры	Тест ранговой корреляции Спирмена; $S$ контакта A/B ratio, $\text{см}^3$
Бисегментарный кифоз до операции, град.	-0,10
Бисегментарный лордоз после операции, град.	0,02
Бисегментарный лордоз «-»/кифоз «+» 4 мес.	-0,41
Бисегментарный лордоз 8 мес.	-0,47
Высота передняя до операции, мм	0,07
Высота задняя до операции, мм	0,12
Высота передняя после операции, мм	0,16
Высота задняя до операции, мм	0,19
Проседание после операции, мм	-0,56
Проседание через 4 мес., мм	-0,73
Проседание через 8 мес., мм	-0,70
Проседание через 12 мес., мм	-0,68
$S$ контакта A/B ratio, $\text{см}^3$	1,00

Значимая корреляция при  $p < 0,001$ .

С биомеханической точки зрения проблема снижения межтелевого пространства обусловлена несоответствием между внутренней прочностью костной ткани и нагрузкой, прикладываемой межтелевым устройством к замыкающей пластинке позвонка. Костная прочность описывается модулем Юнга, который сам по себе определяется структурой трабекулярной и губчатой кости. Кроме того, важным фактором является напряжение, создаваемое на замыкающей пластинке тела позвонка [28]. В случае сверхди斯特ракции телескопического кейджа высота сегмента превышает

долженствующую, что приводит к увеличению давления на замыкающую пластинку. Поскольку общая сила, приложенная к межтеловому промежутку, при нормальных условиях осевой нагрузки постоянна, то приложенное давление определяется соотношением площади контактной поверхности имплантата и тела позвонка. Более широкие концевые площадки имплантата распределяют усилие по большей площади, снижая как среднее, так и максимальное напряжение. В идеале это повышает вероятность того, что приложенная при вертикализации пациента сила

будет вызывать деформацию костной ткани в пределах эластической зоны, то есть ниже предела текучести костной ткани в области замыкающей пластиинки тела позвонка, и снижать риск проседания имплантата [29].

В исследовании мы получили подтверждение, что женский пол, возраст, давность травмы, ее низкоэнергетический характер являются параметрами, опосредованно говорящими о снижении плотности костной ткани, которая является, по данным литературы, краеугольной в реализации проседания.

V/D-этапность операции при сниженной плотности костной ткани создает все условия для формирования интраоперационного проседания кейджа либо при устраниении гиперэкстензии валиком операционного стола, либо при некорректном перекладывании в прон-позицию перед задним этапом.

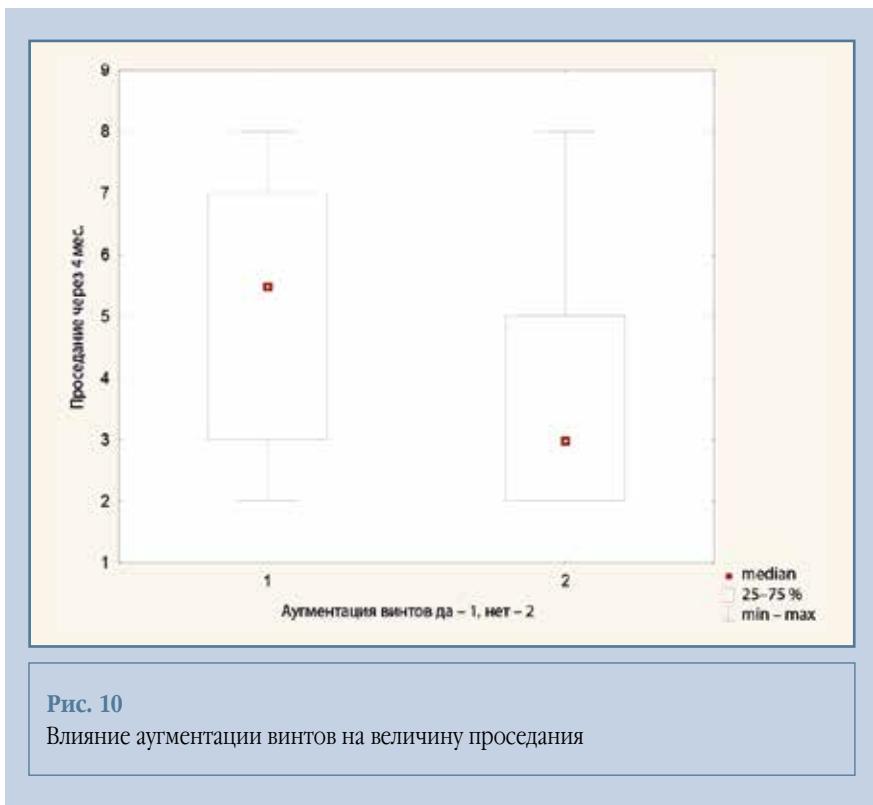
В биомеханических исследованиях подтверждается, что площадь контакта имплантата с костью имеет значение для первичной стабильности фиксации. Однако в специальной литературе выявлены некоторые противоречия. Так, в исследовании Lau et al. [7] показано статистически значимое ( $p = 0,046$ ) влияние величины параметра  $S$  контакта A/B ratio менее 0,5 на проседание телозамещающего имплантата, диагностированное в первый месяц после операции. Reinke et al. [30] в ретроспективном исследовании изучали у 20 пациент-

Таблица 6

Сила связи между спондилометрическими показателями и проседанием

Параметры	Бисегментарная высота задняя после операции, мм	Бисегментарная высота передняя после операции, мм	Проседание после операции, мм	Бисегментарный лордоз после операции, град.
Бисегментарная высота задняя после операции, мм	1,00	0,94	-0,44	-0,27
Бисегментарная высота передняя после операции, мм	0,94	1,00	-0,38	-0,28
Проседание после операции, мм	-0,44	-0,38	1,00	-0,13
Бисегментарный лордоз после операции, град.	-0,27	-0,28	-0,13	1,00

Тест ранговой корреляции Спирмена; значимая корреляция при  $p < 0,001$  ( $n = 17$ ).



**Рис. 10**  
Влияние аугментации винтов на величину проседания

тов с повреждениями типов A2 и A4 использование имплантатов со средней величиной S контакта A/B ratio, равной 0,81. У пациентов с годовым катамнезом не выявлено значимых клинических и рентгенологических неблагоприятных исходов. В то же время авторы не утверждают, что применение имплантатов с большой площадью контакта значительно влияет на частоту проседания имплантата, требуется дополнительное изучение этого вопроса. Terai et al. [13] рассматривали применение телозамещающих имплантатов с большой площадью контакта у 69 пациентов с остеопоротическими переломами грудопоясничной ( $n = 35$ ) и поясничной ( $n = 34$ ) локализации. Средний возраст в первой группе составил  $76,5 \pm 5,9$  года, во второй –  $75,1 \pm 7,2$  года. Проседание имплантата более 2 мм выявлено в обеих группах в раннем послеоперационном периоде в 46 и 44 % случаев соответственно. У пяти пациентов на фоне прогрессирования проседания и нарастания кифоза потребовалась реоперация. Авторы указывают

ют, что при реконструкции передней колонны на фоне остеопороза площадь контакта кейджя и кости не может быть значимым фактором, влияющим на проседание имплантата, и подвергают сомнению значимость влияния параметра «площадь контакта имплантат/кость» на проседание имплантата.

Ulrich et al. [31] определили, что костная плотность, оцененная с помощью HU, оказывает доминирующее влияние на проседание телозамещающего кейджа и потерю редукции. При HU менее 110 выявлено 100 % проседание диапазоном  $8 \pm 2$  мм. Авторы рекомендуют измерять HU перед операцией и применять дополнительные способы аугментации смежных замыкательных пластин при помощи костного цемента для пациентов с  $HU < 180$ . Мы подтвердили эти данные. У более возрастной группы пациентов со сниженной МПКТ смежных тел позвонков в HU значимо отличалась в сторону уменьшения в сравнении с группой контроля, что соответствует устоявшейся в литературе точке зрения.

Альтернативой титановым телозамещающим кейджам в литературе выступают модульные кейджи из PEEK-материала. Имея модуль упругости Юнга 3,5 Гпа, материал PEEK, по сравнению с титаном (110 ГПа), имеет преимущество и обеспечивает оптимальный трансфер нагрузки «load sharing» на уровне фиксированных сегментов. Модуль упругости PEEK близок к таковому у костной ткани (12 ГПа). Тем самым, согласно закону Вольфа, кейдж из PEEK должен обеспечивать меньшее экранирование нагрузки «stress shielding» и создавать условия для костного сращения [32].

В литературе мерами борьбы с предполагаемым проседанием опорного имплантата при остеопорозе предлагаются избегание сверхдистракции имплантата [28], применение широких прямоугольных площадок с целью увеличения площади контакта [25, 29] и передней аугментации тел позвонков под площадками костным цементом [15, 33], планирование угла наклона площадки имплантата в соответствии с анатомией замыкательной пластиинки позвонка [34, 35], транспедикулярную фиксацию не менее двух уровней выше и ниже уровня корпектомии [7, 23].

Мы не обнаружили значимого влияния аугментации педикулярных винтов костным цементом и протяженности задней фиксации на возникновение проседания, при этом выявили связь этих параметров с величинами проседания.

Основываясь на полученных данных и данных литературы, можно резюмировать, что причинные факторы проседания целесообразно разделять на три группы: связанные с биологией в месте фиксации, связанные с хирургической техникой и связанные с биомеханикой фиксации. Тщательное предоперационное планирование с учетом показаний и противопоказаний, хирурги с соответствующей подготовкой могут редуцировать первую и вторую группу причин. Биомеханика же фиксации требует более сложных настроек и может быть скорректирована, например, путем применения опор-

ных кейджей с персонифицированным модулем упругости поверхности контактных площадок. Сочетание таких факторов, как возраст пациента, сниженная плотность костной ткани, недостаточная площадь контакта имплантат/кость, передняя/задняя стабилизация и поздний период травмы значимо влияют на формирование проседания при применении раздвижных телозамещающих имплантатов. Из этого следует, что у современных промышленных раздвижных телозамещающих кейджей при применении их у пациентов с остеопорозом имеется предел возможностей, за границами которого происходит его проседание, даже при учете всех возможных факторов риска. Таким образом, для пациентов со сниженной плотностью МПКТ при реконструкции передней колонны, вероятно, требуется создание имплантатов с принципиально иными биомеханическими характеристиками.

**Ограничения исследования.** В исследовании не учитывали параметры сагittalного баланса в связи с преобладанием в когорте пациентов, находящихся в остром периоде травмы.

### Заключение

Применение современных раздвижных телозамещающих кейджей при реконструкции передней колонны позвоночника приводит в ряде случаев к их проседанию, которое происходит чаще у женщин, преимущественно в краниальное тело, возникает чаще интраоперационно либо в период между этапами операции. Давность травмы влияет на возникновение проседания и высоко коррелирует с ее величиной. В случае выявления проседания в раннем послеоперационном периоде отмечается его прогрессирование в течение одного года после операции. Очередность выполнения этапов при цир-

кулярной фиксации не оказывает сама по себе влияния на возникновение проседания, при этом пациентам с остеопорозом при циркулярной фиксации целесообразно первым этапом выполнять задний доступ. Проседание имплантата значимо влияет на сегментарный кифоз в послеоперационном периоде. Отношение средней площади контакта поверхности имплантата и замыкающей пластинки тела позвонка менее 0,4 является показателем, перспективным для прогнозирования проседания и требующим дальнейшего изучения.

*Исследование не имело спонсорской поддержки. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.*

*Проведение исследования одобрено локальным этическим комитетом учреждения.*

*Все авторы внесли существенный вклад в проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.*

## Литература/References

1. Vercoulen TFG, Niemeyer MJS, Peuker F, Verlaan JJ, Oner FC, Sadiqi S. Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine: A systematic review. *Brain Spine*. 2024;4:102745. DOI: 10.1016/j.bas.2024.102745
2. Verheyden AP, Spiegl UJ, Ekkelenkamp H, Gericke E, Hauck S, Josten C, Kandziora F, Katscher S, Kobbe P, Knop C, Lehmann W, Meffert RH, Müller CW, Partenheimer A, Schinkel C, Schleicher P, Scholz M, Ulrich C, Hoelzl A. Treatment of fractures of the thoracolumbar spine: recommendations of the spine section of the German society for orthopaedics and trauma (DGOU). *Global Spine J*. 2018;8(2 Suppl):34S–45S. DOI: 10.1177/2192568218771668
3. Joaquim AF, Patel AA, Schroeder GD, Vaccaro AR. Clinical application and cases examples of a new treatment algorithm for treating thoracic and lumbar spine trauma. *Spinal Cord Ser Cases*. 2018;4:56. DOI: 10.1038/s41394-018-0093-4
4. Blattner TR, Schnake KJ, Gonsiorek O, Gericke E, Hartmann F, Katscher S, Mörk S, Morrison R, Müller M, Partenheimer A, Piltz S, Scherer MA, Ullrich BW, Verheyden A, Zimmermann V. Nonsurgical and surgical management of osteoporotic vertebral body fractures: recommendations of the spine section of the German society for orthopaedics and trauma (DGOU). *Global Spine J*. 2018;8(2 Suppl):50S–55S. DOI: 10.1177/2192568217745823
5. Spiegl U, Jarvers JS, Heyde CE, Josten C. Osteoporotic vertebral body fractures of the thoracolumbar spine: indications and techniques of a 360°-stabilization. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2017;43:27–33. DOI: 10.1007/s00068-016-0751-9
6. Lang S, Neumann C, Schwaige C, Voss A, Alt V, Loibl M, Kerschbaum M. Radiological and mid- to long-term patient-reported outcome after stabilization of traumatic thoraco-lumbar spinal fractures using an expandable vertebral body replacement implant. *BMC Musculoskelet Disord*. 2021;22:744. DOI: 10.1186/s12891-021-04585-y
7. Lau D, Song Y, Guan Z, La Marca F, Park P. Radiological outcomes of static vs expandable titanium cages after corpectomy: A retrospective cohort analysis of subsidence. *Neurosurgery*. 2013;72:529–539. DOI: 10.1227/NEU.0b013e318282a558
8. Eleraky MA, Duong HT, Esp E, Kim KD. Expandable versus nonexpandable cages for thoracolumbar burst fracture. *World Neurosurg*. 2011;75:149–154. DOI: 10.1016/j.wneu.2010.09.018
9. Lee GJ, Lee JK, Hur H, Jang JW, Kim TS, Kim SH. Comparison of clinical and radiologic results between expandable cages and titanium mesh cages for thoracolumbar burst fracture. *J Korean Neurosurg Soc*. 2014;55:142–147. DOI: 10.3340/jkns.2014.55.3.142
10. Graillon T, Rakotozananay P, Blondel B, Adetchessi T, Dufour H, Fuentes S. Circumferential management of unstable thoracolumbar fractures using an anterior expandable cage, as an alternative to an iliac crest graft, combined with a posterior screw fixation: Results of a series of 85 patients. *Neurosurg Focus*. 2014;37:E10. DOI: 10.3171/2014.5.FOCUS1452
11. Arts MP, Peul WC. Vertebral body replacement systems with expandable cages in the treatment of various spinal pathologies: a prospectively followed case series of 60 patients. *Neurosurgery*. 2008;63:537–545. DOI: 10.1227/01.NEU.0000325260.00628.DC
12. Parisien A, Wai EK, Elsayed MSA, Frei H. Subsidence of spinal fusion cages: a systematic review. *Int J Spine Surg*. 2022;16:1103–1118. DOI: 10.14444/8363
13. Terai H, Takahashi S, Yasuda H, Konishi S, Maeno T, Kono H, Matsumura A, Namikawa T, Kato M, Hoshino M, Tamai K, Toyoda H, Suzuki A, Nakamura H. Differences in surgical outcome after anterior corpectomy and reconstruction with an expandable cage with rectangular footplates between thoracolumbar and lumbar osteoporotic vertebral fracture. *N Am Spine Soc J*. 2021;6:100071. DOI: 10.1016/j.xnsj.2021.100071
14. Ullrich BW, Schenck P, Spiegl UJ, Mendel T, Hofmann GO. Hounsfield units as predictor for cage subsidence and loss of reduction: following posterior-anterior

- or stabilization in thoracolumbar spine fractures. *Eur Spine J.* 2018;27:3034–3042. DOI: 10.1007/s00586-018-5792-9
15. Schöming F, Becker L, Schönnagel L, Völker A, Disch AC, Schnake KJ, Pumberger M. Avoiding spinal implant failures in osteoporotic patients: a narrative review. *Global Spine J.* 2023;13(1\_suppl):52S–58S. DOI: 10.1177/21925682231159066
  16. Schnake KJ, Stavridis SI, Kandziora F. Five-year clinical and radiological results of combined anteroposterior stabilization of thoracolumbar fractures. *J Neurosurg Spine.* 2014;20:497–504. DOI: 10.3171/2014.1.SPINE13246
  17. Середа А.П., Андрианова М.А. Рекомендации по оформлению дизайна исследования. *Травматология и ортопедия России.* 2019;25(3):165–184. [Sereda AP, Andrianova MA. Study design guidelines. *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2019;25(3):165–184. In Russian]. DOI: 10.21823/2311-2905-2019-25-3-165-184 EDN: NJCXSG
  18. Vaccaro AR, Oner C, Kepler CK, Dvorak M, Schnake K, Bellabarba C, Reinhold M, Aarabi B, Kandziora F, Chapman J, Shanmuganathan R, Fehlings M, Vialle L. AO Spine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine.* 2013;38:2028–2037. DOI: 10.1097/brs.0b013e3182a8a381
  19. Marchi L, Abdala N, Oliveira L, Amaral R, Coutinho E, Pimenta L. Radiographic and clinical evaluation of cage subsidence after stand-alone lateral interbody fusion. *J Neurosurg Spine.* 2013;19:110–118. DOI: 10.3171/2013.4.SPINE12319
  20. McCormack T, Karaikovic E, Gaines RW. The load sharing classification of spine fractures. *Spine.* 1994;19:1741–1744. DOI: 10.1097/00007632-199408000-00014
  21. Zaidi Q, Danisa OA, Cheng W. Measurement techniques and utility of Hounsfield unit values for assessment of bone quality prior to spinal instrumentation: a review of current literature. *Spine.* 2019;44:E239–E244. DOI: 10.1097/BRS.0000000000002813
  22. Hasegawa K, Abe M, Washio T, Hara T. An experimental study on the interface strength between titanium mesh cage and vertebra in reference to vertebral bone mineral density. *Spine.* 2001;26:957–963. DOI: 10.1097/00007632-200104150-00022
  23. Takeuchi T, Yamagishi K, Konishi K, Sano H, Takahashi M, Ichimura S, Kono H, Hasegawa M, Hosogane N. Radiological evaluation of combined anteroposterior fusion with vertebral body replacement using a minimally invasive lateral approach for osteoporotic vertebral fractures: verification of optimal surgical procedure. *J Clin Med.* 2022;11:629. DOI: 10.3390/jcm11030629
  24. Taiji R, Takami M, Yukawa Y, Hashizume H, Minamide A, Nakagawa Y, Nishi H, Iwasaki H, Tsutsui S, Okada M, Okada S, Teraguchi M, Murata S, Kozaki T, Yamada H. A short-segment fusion strategy using a wide-foot-plate expandable cage for vertebral pseudarthrosis after an osteoporotic vertebral fracture. *J Neurosurg Spine.* 2020;33:862–869. DOI: 10.3171/2020.5.SPINE2062
  25. Segi N, Nakashima H, Kanemura T, Satake K, Ito K, Tsushima M, Tanaka S, Ando K, Machino M, Ito S, Yamaguchi H, Koshimizu H, Tomita H, Ouchida J, Morita Y, Imagama S. Comparison of outcomes between minimally invasive lateral approach vertebral reconstruction using a rectangular footplate cage and conventional procedure using a cylindrical footplate cage for osteoporotic vertebral fracture. *J Clin Med.* 2021;10:5664. DOI: 10.3390/jcm10235664
  26. Okuwaki S, Tatsumura M, Eto F, Funayama T, Yamazaki M. Usefulness of the round endcap expandable cage placed on the vertebral ring apophysis in anterior spinal reconstruction. *Cureus.* 2022;14:e23586. DOI: 10.7759/cureus.23586
  27. Iwata S, Kotani T, Sakuma T, Iijima Y, Okuwaki S, Ohyama S, Maki S, Eguchi Y, Orita S, Inage K, Shiga Y, Inoue M, Akazawa T, Minami S, Ohtori S. Risk factors for cage subsidence in minimally invasive lateral corpectomy for osteoporotic vertebral fractures. *Spine Surg Relat Res.* 2023;7:356–362. DOI: 10.22603/ssrr.2022-0215
  28. Sircar K, Weber M, Walter SG, Ott N, Prescher A, Eysel P, Kernich N. Torque forces of expandable titanium vertebral body replacement cages during expansion and subsidence in the osteoporotic lumbar spine. *Clin Biomech (Bristol).* 2024;114:106239. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2024.106239
  29. Pekmezci M, Tang JA, Cheng L, Modak A, McClellan T, Buckley JM, Ames CP. Comparison of expandable and fixed interbody cages in a human cadaver corpectomy model, part I: endplate force characteristics. *J Neurosurg Spine.* 2012;17:321–326. DOI: 10.3171/2012.7.SPINE12171
  30. Reinke A, Magudya B, Schmid G, Stemmer B, Kraus M, Wild AT, Shiban E. One year experience with the use of a new expendable cage and large endplates for thoracolumbar vertebral body replacement. *J Surgery.* 2022;2:1070. [Electronic resource]. Available at: www.journalonsurgery.org
  31. Ulrich BW, Schenk P, Spiegel UJ, Mendel T, Hofmann GO. Hounsfield units as predictor for cage subsidence and loss of reduction: following posterior-anterior or stabilization in thoracolumbar spine fractures. *Eur Spine J.* 2018;27:3034–3042. DOI: 10.1007/s00586-018-5792-9
  32. Brandão RACS, Martins WCDS, Arantes AA Jr, Gusmão SNS, Perrin G, Barrey C. Titanium versus polyetheretherketone implants for vertebral body replacement in the treatment of 77 thoracolumbar spinal fractures. *Surg Neurol Int.* 2017;8:191. DOI: 10.4103/sni.sni\_113\_17
  33. Oberkircher L, Krüger A, Hörrth D, Hack J, Ruchholtz S, Flegee C, Rauschmann M, Arabmotlagh M. Anterior cement augmentation of adjacent levels after vertebral body replacement leads to superior stability of the corpectomy cage under cyclic loading – a biomechanical investigation. *Spine J.* 2018;18:525–531. DOI: 10.1016/j.spinee.2017.10.068
  34. Mohammad-Shahi MH, Nikolaou VS, Giannitsios D, Ouellet J, Jarzem PF. The effect of angular mismatch between vertebral endplate and vertebral body replacement endplate on implant subsidence. *J Spinal Disord Tech.* 2013;25:268–273. DOI: 10.1097/BSD.0b013e3182425eab
  35. Stinchfield T, Vadapalli S, Pennington Z, Sivagnanam R, Prevost J, Schroeder G, Sciubba DM. Improvement in vertebral endplate engagement following anterior column reconstruction using a novel expandable cage with self-adjusting multiaxial end cap. *J Clin Neurosci.* 2019;67:249–254. DOI: 10.1016/j.jocn.2019.06.017

**Адрес для переписки:**

Ластевский Алексей Дмитриевич  
630091, Россия, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,  
Новосибирский НИИ  
травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивяна,  
Lastevskiy@mail.ru

**Address correspondence to:**

Lastevskiy Alexey Dmitrievich  
Novosibirsk Research Institute  
for Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan,  
17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia,  
Lastevskiy@mail.ru

Статья поступила в редакцию 15.11.2024

Рецензирование прошло 11.11.2025

Подписано в печать 25.11.2025

Received 15.11.2024

Review completed 11.11.2025

Passed for printing 25.11.2025

Алексей Дмитриевич Ластевский, канд. мед. наук, заместитель директора по лечебной работе, врач-травматолог-ортопед, врач-нейрохирург нейрохирургического отделения № 1, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, eLibrary SPIN: 2049-1623, ORCID: 0000-0001-5917-1910, [Lastevskiy@mail.ru](mailto>Lastevskiy@mail.ru);

Кирилл Александрович Аникин, врач-нейрохирург, врач-травматолог-ортопед нейрохирургического отделения № 1, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, eLibrary SPIN: 5324-3891, ORCID: 0000-0002-3800-3405, [aka.nsc@mail.ru](mailto:aka.nsc@mail.ru);

Шамиль Альфирович Ахметьянов, врач-нейрохирург, заведующий нейрохирургическим отделением № 1, старший научный сотрудник научно-исследовательского отделения нейрохирургии, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, eLibrary SPIN: 3183-5008, ORCID: 0000-0003-0505-8319, [sh.abmetyanov@yandex.ru](mailto:sh.abmetyanov@yandex.ru);

Норайр Норайрович Борисов, врач-нейрохирург нейрохирургического отделения № 1, младший научный сотрудник научно-исследовательского отделения нейрохирургии, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, ORCID: 0000-0002-5644-3500, [norajrborisov@gmail.com](mailto:norajrborisov@gmail.com);

Леонид Евгеньевич Кучук, врач-нейрохирург нейрохирургического отделения № 1, младший научный сотрудник научно-исследовательского отделения нейрохирургии, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, ORCID: 0009-0001-8967-0777, [leonid.evgenyevich@yandex.ru](mailto:leonid.evgenyevich@yandex.ru);

Жорахан Анварович Назаров, врач-нейрохирург нейрохирургического отделения № 1, младший научный сотрудник научно-исследовательского отделения нейрохирургии, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, eLibrary SPIN: 2508-3710, ORCID: 0009-0005-2759-4309, [twix\\_939@mail.ru](mailto:twix_939@mail.ru);

Виктор Викторович Рерих, д-р мед. наук, главный научный сотрудник, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, eLibrary SPIN: 1223-8142, ORCID: 0000-0001-8545-0024, [clinic@niito.ru](mailto:clinic@niito.ru).

Alexey Dmitrievich Lastevskiy, MD, PhD, deputy medical director, trauma orthopaedist, neurosurgeon of Neurosurgical Department No.1, Novosibirsk Research Institute for Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, 17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia, eLibrary SPIN: 2049-1623, ORCID: 0000-0001-5917-1910, [Lastevskiy@mail.ru](mailto>Lastevskiy@mail.ru);

Kirill Alexandrovich Anikin, neurosurgeon, trauma orthopaedist, Neurosurgical Department No.1, Novosibirsk Research Institute for Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, 17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia, eLibrary SPIN: 5324-3891, ORCID: 0000-0002-3800-3405, [aka.nsc@mail.ru](mailto:aka.nsc@mail.ru);

Shamil Alfirovich Akhmetyanov, MD, PhD, neurosurgeon, head of the Neurosurgical Department No. 1, senior researcher of the Research Department of Neurosurgery, Novosibirsk Research Institute for Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, 17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia, eLibrary SPIN: 3183-5008, ORCID: 0000-0003-0505-8319, [sh.abmetyanov@yandex.ru](mailto:sh.abmetyanov@yandex.ru);

Norayr Norayrovich Borisov, neurosurgeon, Neurosurgical Department No. 1, junior researcher of the Research Department of Neurosurgery, Novosibirsk Research Institute for Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, 17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia, ORCID: 0000-0002-5644-3500, [norajrborisov@gmail.com](mailto:norajrborisov@gmail.com);

Leonid Evgenyevich Kuchuk, neurosurgeon, Neurosurgical Department No. 1, junior researcher of the Research Department of Neurosurgery, Novosibirsk Research Institute for Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, 17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia, ORCID: 0009-0001-8967-0777, [leonid.evgenyevich@yandex.ru](mailto:leonid.evgenyevich@yandex.ru);

Zborakhan Anvarovich Nazarov, neurosurgeon, Neurosurgical Department No. 1, junior researcher of the Research Department of Neurosurgery, Novosibirsk Research Institute for Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, 17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia, eLibrary SPIN: 2508-3710, ORCID: 0009-0005-2759-4309, [twix\\_939@mail.ru](mailto:twix_939@mail.ru);

Viktor Viktorovich Rerikh, DMSc, chief researcher, Novosibirsk Research Institute for Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, 17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia, eLibrary SPIN: 1223-8142, ORCID: 0000-0001-8545-0024, [clinic@niito.ru](mailto:clinic@niito.ru).